Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. med. Klaus-Peter Schulitz

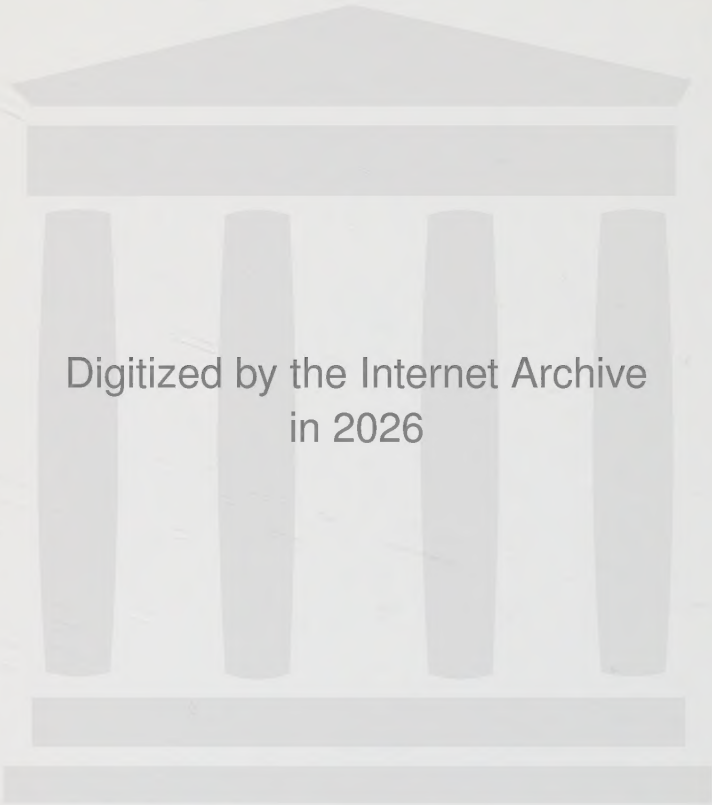
---

# Tierexperimentelle Untersuchung zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit Dacron-Gefäßprothesen und homologem Fibrinkleber

DISSERTATION
zur Erlangung des Grades
eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

vorgelegt von
SUSANNE PREUSCHOFF
BERND-ULRICH SCHWARZ
Düsseldorf 1983

THE LIBRARY
OF THE


Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543926_0004

Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. med. Klaus-Peter Schulitz

---

# Tierexperimentelle Untersuchung zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit Dacron-Gefäßprothesen und homologem Fibrinkleber

DISSERTATION
zur Erlangung des Grades
eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

vorgelegt von
SUSANNE PREUSCHOFF
BERND-ULRICH SCHWARZ
Düsseldorf 1983

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.:Prof. Dr. Hopf

Referent
gez.: Prof. Dr. Schulitz

Korreferent
gez.: Priv.-Doz. Dr. Rötzscher

# I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

TEIL A

1. Einleitung
2. Anatomie des Kniegelenks und Biomechanik der Kreuzbänder
3. Einteilung der Knieband-Instabilitäten
4. Operative Verfahren bei veralteten Bandverletzungen des Knies
   - 4.1. Extraartikulärer Bandersatz
   - 4.2. Intraartikulärer Bandersatz
   - 4.2.1. Autologer Bandersatz
   - 4.2.2. Homo- und heterologer Bandersatz
   - 4.2.3. Alloplastischer Bandersatz
5. Ergebnisse bisheriger Rekonstruktionsversuche

TEIL B

Problemstellung und Wahl der Methode

TEIL C - Eigene Untersuchungen -

1. Vorversuch mit der Dacron-Prothese im Reißprüfversuch
2. Methodik

2.1. Wahl der Versuchstiere

2.2. Gruppeneinteilung

2.3. Narkose

2.4. Operatives Vorgehen

2.5. Postoperativer Verlauf

3. Variationen der Methodik

3.1. Durchmesser des Bohrers für die Bohrkanäle

3.2. Dacron-Prothese

3.3. Fixationsmethoden der Prothese

3.4. Immobilisationsmethoden

3.5. Komplikationen

4. Versuchsdurchführung

4.1. Gewinnung des Untersuchungsmaterials

4.2. Röntgenuntersuchung

4.3. Reißprüfversuch

4.4. Histologische Aufarbeitung der Präparate

5. Ergebnisse

5.1. Funktionelle Prüfung

5.2. Röntgen

5.3. Makroskopischer Befund

5.4. Reißprüfversuch

5.5. Histologie

TEIL D - Diskussion -

1. Allgemeines
2. Funktioneller Teil
3. Röntgen
4. Makroskopischer Befund
5. Reißprüfversuch
6. Histologie

Teil E - Zusammenfassung -

TEIL F - Literatur -

TEIL A

## 1. Einleitung

Das Kniegelenk ist das größte und am häufigsten von Verletzungen betroffene Gelenk des menschlichen Körpers. Von allen traumatogenen Schädigungen betreffen etwa 7 Prozent diese Körperregion (COTTA, DREYER 1967). Bei den Sportverletzungen werden Kniegelenksläsionen sogar in etwa einem Viertel der Fälle beobachtet (COTTA, KRAHL 1978). So fanden STEINBRUCK und KRAHL (1976) beim alpinen Skilauf, der nach dem Fußball verletzungsträchtigsten Sportart, in 32 Prozent der Skiverletzungen eine Kniegelenksbeteiligung.

Weitere Gefahrenquellen bietet der Straßenverkehr. Die durch den Motorrad-Boom verursachte Zunahme besonders schwerer Verletzungen (FELDKAMP und Mitarb. 1977) sowie die gleichbleibend hohe Zahl von"dash-board" - Verletzungen nicht angeschnallter PKW-Fahrer (NOWAK, SENST 1968) treffen zunehmend das Kniegelenk und führen unter anderem zu oft komplexen Schäden des Kapsel-Band-Apparates.

Während die Therapie frischer Rupturen am Bandapparat des Kniegelenkes mittels adaptierender Naht bzw. Reinseration einhellig befürwortet wird (O'DONOGHUE 195o, HUGHSTON, EILERS 1973, MÜLLER 198o), besteht Uneinigkeit in der Frage, wie veraltete Rupturen zu behandeln sind.

Entsprechend den individuell unterschiedlichen Schrumpfungsprozessen an den Band-Enden müssen Rupturen nach 2 bis 12 Wochen als veraltet angesehen werden (O'DONOGHUE 1955, SLOCUM und Mitarb. 1974, RICKLIN 1977).

Die Vielzahl der in der Literatur beschriebenen Operationsmethoden (siehe dazu Teil A 4.) zur Behandlung veralteter Bandrupturen drückt aus, daß es z.Zt. eine adäquate Lösung des Problems nicht gibt (MARSHALL 1976, BURRI 1980).

Ziel dieser Arbeit soll es sein, mittels einer tierexperimentellen Studie einen Beitrag zur Therapie veralteter Kapsel-Band-Verletzungen zu leisten, indem eine Kombination von alloplastischem und homologem Material als Ersatz des vorderen Kreuzbandes untersucht wird.

## 2. Anatomie des Kniegelenks und Biomechanik der Kreuzbänder

Femur, Tibia und Patella bilden das Kniegelenk. Ergänzt werden diese knöchernen Strukturen durch weitere statische sowie durch dynamische Stabilisatoren, die sich wie folgt auf die vier Funktionseinheiten des Knies aufteilen (nach MUHR, WAGNER 1981):

### Medialer Komplex

Statisch: Tibiales Seitenband, mediales Kapselband, hinteres Schrägband, medialer Teil der hinteren Kapsel, medialer Meniskus, vorderes und hinteres Kreuzband.

Dynamisch: M. semimembranosus, Pes anserinus (Mm. sartorius, gracilis und semitendinosus), M. vastus medialis, medialer Kopf des M. gastrocnemicus.

Lateraler Komplex

Statisch: Tractus iliotibialis, fibulares Seitenband, laterales Kapselband, lateraler Teil der hinteren Kapsel, Lig. popliteum arcuatum, vorderes und hinteres Kreuzband, lateraler Meniskus.

Dynamisch: M. biceps, M. popliteus, lateraler Kopf des M. gastrocnemius, M. vastus lateralis, Tractus iliotibialis.

Hintere Strukturen

Hintere Kapsel, Lig. popliteum arcuatum, Lig. popliteum obliqum, hinteres Schrägband, M. popliteus, medialer und lateraler Kopf des M. gastrocnemius, M. semimembranosus, M. biceps.

Vordere Strukturen

M. quadriceps femoris, Retinacula medialia, Lig. patellae, infrapatellarer Fettkörper, Retinacula lateralia.

Vom Gelenktyp her stellt das Knie ein Dreh-Scharnier-Gelenk (Trochoginglysmus) dar, welches Bewegungen in drei Ebenen ermöglicht:

1. Streckung und Beugung
2. Innen- und Außenrotation
3. mäßige Valgus- und Varusbewegungen
4. beugungsabhängiges Gleiten der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau.

Das vordere Kreuzband, das von der medialen Fläche des Kondylus lateralis femoris zur Area intercondylaris anterior der Tibia zieht, wird wegen des funktionell unterschiedlichen Verhaltens in eine antero-mediale und postero-laterale Bandparie unterteilt.

So fand HERTEL (198o) beide Anteile von der Überstreckung bis zu 1o Grad Beugung und in maximaler Beugung gespannt. Den antero-medialen Anteil über den ganzen Bewegungsablauf des Kniegelenks durch Innenrotation und vordere Schubladenbelastung gespannt, während er in Außenrotation und in Neutralstellung zwischen 2o und 15o Grad locker ist. Zwischen 1o und 15o Grad Beugung ist der postero-laterale Anteil stärker gelockert als der antero-mediale.

Andere Autoren beschrieben das vordere Kreuzband bei 9o Grad Beugung als vollständig gelockert (HUGHSTON und Mitarb. 1976). Hingegen ergaben Untersuchungen von SLOCUM und Mitarbeitern (1976), daß das vordere Kreuzband in Beugung und in Außenrotation gespannt ist.

Das hintere Kreuzband verläuft umgekehrt wie das vordere, von der lateralen Fläche des Condylus medialis femoris zur Area intercondylaris posterior.

Während bisher lediglich von einem antero-lateralen und einem postero-medialen Anteil des hinteren Kreuzbandes gesprochen wurde, ist nach HERTEL (198o) eine vordere, mediale und laterale Bandpartie zu unterscheiden. Hierbei verlaufen die Spannungskurven des vorderen und postero-medialen Anteils weitgehend ähnlich; nämlich mit einem

Lockerungsmaximum bei 3o Grad und kontinuierlicher Spannungszunahme bei weiterer Beugung. In Streckung jedoch ist der postero-mediale Anteil wesentlich stärker gespannt. Der antero-laterale Anteil hingegen ist in mittlerer Beugung am stärksten gespannt. Innen- und außenrotation führen in mittlerer Beugung zu vermehrter Spannung gegenüber der Neutralposition.

3. Einteilung der Knieband-Instabilitäten

Aufgrund des Spannungsverhaltens der Bänder lassen sich typischen Unfallmechanismen bestimmte Bandläsionen zuordnen. So führt ein Valgus-Außenrotations-Flexions-Trauma zur Läsion der postero-medialen Kapselbandschale, des Innenmeniskus und des vorderen Kreuzbandes (antero-mediale Instabilität).

Beim Varus-Innenrotations-Flexions-Trauma sind Außenband, die postero-laterale Kapselbandschale und das vordere Kreuzband betroffen (antero-laterale Instabilität).

Zu möglicherweise isolierten Rissen des vorderen Kreuzbandes kommt es vor allem bei Innenrotations-Flexions-Stellung, bei Innenrotations-Hyperextensions-Stellung und bei gewaltsamer Ventralisation des Unterschenkels.

Beschädigungen des hinteren Kreuzbandes entstehen durch Hyperextensions- oder Hyperflexions-Traumata und beim Knieanprall-Trauma - einer Dorsalverschiebung des Tibiakopfes -.

Nach HUGHSTON und Mitarbeitern (1976) werden die Kapsel-Band-Verletzungen des Knies in solche mit und ohne Instabilität unterteilt. Die Kapsel-Band-Verletzungen mit Instabilität uterteilen sich weiter in gerade Instabilitäten (in einer Bewegungsebene), Rotationsinstabilitäten (zwei Bewegungsebenen, ein Komplex verletzt) und kombinierte Instabilitäten (in zwei oder mehr Bewegungsebenen, Mehrkomplexverletzungen). Weitere Unterteilungen siehe unter Tabelle (1).

Tabelle (1): Knieband-Instabilitäten

I. Kapsel-Band-Verletzung ohne Instabilität

II. Kapsel-Band-Verletzung mit Instabilität

1. Gerade Instabilitäten
   a) medial
   b) lateral
   c) dorsal
   d) ventral
2. Rotations-Instabilitäten
   a) antero-medial  in Beugung
   b) antero-lateral  in endgradiger Streckung
   c) postero-medial
   d) postero-lateral
3. Kombinierte Instabilitäten
   a) antero-lateral / antero-medial
   b) antero-lateral / postero-lateral
   c) antero-medial / postero-medial
   d) Knieluxation

Außerhalb dieser Nomenklatur stehen zwei Begriffe, die weiterhin in der Literatur Verwendung finden. Zum einen die "unhappy triad" (O'DONNOGHUE 195o), bei der das Innenband, das vordere Kreuzband sowie der mediale Meniskus betroffen sind. Der zweite Begriff ist die " Pentade malheureuse interne" (TRILLAT, FICAT 1972), die Verletzungen des Innenbandes, beider Menisken und Kreuzbänder sowie einen ausgedehnten Kapsel-Band-Schaden umfaßt.

## 4. Operative Verfahren bei veralteten Bandverletzungen des Knies

Zur Behandlung veralteter Bandrupturen des Knies stehen eine Vielzahl von Operationsmethoden zur Auswahl. Unterschieden wird bei den Rekonstruktionen zwischen extra- und intraartikulärem Bandersatz.

### 4.1. Extraartikulärer Bandersatz

Als exemplarische Methode für den extraartikulären Bandersatz gilt das Operationsverfahren nach NICHOLAS (1973).

Er versuchte durch fünf Einzeleingriffe

- mediale Meniskektomie
- knöcherne proximale und dorsale Ansatzverlagerung des medialen Seitenbandes
- Straffung der dorso-medialen Kapselschale
- Pes-anserinus-Versetzung nach SLOCUM (1968)
- Distalversetzung des M. vastus medialis

den Funktionsausfall des vorderen Kreuzbandes bei antero-medialer Instabilität zu kompensieren.

4.2. Intraartikulärer Bandersatz

Ziel des intraartikulären Bandersatzes ist es, die anatomischen Verhältnisse des verletzten Bandes nachzuahmen und die Bandfunktion wieder herzustellen. Dazu wurden bislang Versuche mit autologen (frei oder gestielt), homologen und heterologen Transplantaten sowie mit alloplastischen Materialien gemacht.

4.2.1. Autologer Bandersatz (frei oder gestielt)

Vorteile der autologen Plastiken sind die fehlende Abstoßungsreaktion und bei gestielten Transplantaten die von Beginn an bessere Blutversorgung. Als nachteilig anzusehen ist, daß suffiziente Strukturen durch die Transplantatentnahme geschwächt werden.

Es wurden u.a. verwandt:

- freies Lig. patellae (BRÜCKNER 1966)
- distal gestieltes Lig. patellae (JONES 1963, LAM 1968, CHIROFF 1975)
- gestielte Pes-anserinus-Sehnen:
  + gracilis-Sehne (LINDEMANN 1950)
  + semitendinosus-Sehne (AUGUSTINE 1956, CHO 1975)
- gestielte fascia lata (HEY GROVES 1920, O'DONNOGHUE 1963, MAC INTOSH und DARBY 1976)
- gestielter Meniskus (NIEDERECKER 1954, WEIGERT 1973)

- gestielter M. adduktor-magnus-Sehne (KRÖMER 1963)
- Cutis (MÜLLER, WILLENEGGER, SCHUSTER 197o)

4.2.2. Heterologer und homologer Bandersatz

Zum homologen und heterologen Bandersatz wurden verwandt:

- konservierte Haut (JUDET 1961)
- konservierte homologe und heterologe (Rind) Sehnentransplantate (STERNEMANN 1973)
- lyophilisierte dura mater (WIRTH 1978)

Diese Transplantate, die nur Leitschienencharakter haben, werden durch Ein- und Umbauvorgänge durch Bindegewebe ersetzt. Die Problematik dieser Methoden liegt insbesondere in der Beherrschung der Antigenität, ihrer Konservierung, sowie in dem fehlenden Anschluß an das Gefäßsystem.

4.2.3. Alloplastischer Bandersatz

Alloplastische Materialien wie Draht (in Verbindung mit adduktor-magnus-Sehne, KRÖMER 1963) und Seide (VALLS 1939) wurden schon in früheren Jahren verwandt. Daneben werden auch synthetische Stoffe wie Dacron (KENNEDY 1976, RUBIN 1975), Nylon (FAVRE 1959) und Teflon (EMERY 196o) benutzt. Jüngere Experimente verwenden Bänder aus Kohlenstoffasern (JENKINS 198o, BURRI 198o, WOLTER 1979), die den Vorteil hoher Festigkeit bieten und das Wachstum kollagener Bindegewebsfasern induzieren. Der Nachteil be-

ruht auf ihrer Sprödigkeit, der mangelnden Festigkeit gegenüber Scherkräften und der Tatsache, daß Faseranteile in das Lymphgefäßsystem wandern. Vorteil des alloplastischen Ersatzes allgemein ist, im Gegensatz zu den bisher genannten Methoden, die primäre Festigkeit. Somit fallen lange Immobilisationen und die damit verbundenen Nachteile - Osteoporose, Gelenksteife, Muskelatrophie - fort.

Als nachteilig anzusehen sind die zunehmende Materialermüdung und mögliche Fremdkörperreaktionen.

## 5. Ergebnisse bisheriger Rekonstruktionsversuche

Die Vielzahl der Verfahren, die in der Literatur zum plastischen Bandersatz beschrieben sind, lassen den Schluß zu, daß bis heute noch keine befriedigende Methode gefunden werden konnte (BURRI 1980).

Wenn alle operativ versorgten, frischen Bandrupturen und alle Rekonstruktionen mit autologen Strukturen gut verliefen, könnte man keinen Mißerfolgen begegnen und man hätte nie über die Entwicklung von synthetischen Bändern nachgedacht (BLAZINA 1978/a).

Nachuntersuchungen von 89 Patienten mit Bandplastiken in der Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg brachten in 15 Prozent gute und in 32 Prozent befriedigende Ergebnisse; alle anderen mußten als schlecht und mangelhaft beurteil werden (KRAHL, SCHULITZ 1976).

Um so mehr überraschen die z. T. guten bis sehr guten Ergebnisse einiger experimenteller Studien. So liefert eine Sammelstatistik von 17 Untersuchungen von alloplastischem Kreuzbandersatz mit insgesamt 748 Versuchstieren in 84 Prozent gute Ergebnisse, Rupturen in nur 7,5 Prozent der Fälle (WIRTH 1978).

Eine weitere Sammelstatistik mit 932 Ersatzoperationen nach veralteten Kapsel-Band-Schäden des Knies mit ortsständigem Gewebe kommt auf 83 Prozent gute, 11 Prozent befriedigende und 6 Prozent schlechte Ergebnisse (JÄGER, WIRTH 1978).

Den Grund für die Diskrepanz zwischen einerseits guten Ergebnissen und den eingangs erwähnten Fakten sehen RUBIN und MARSHALL (1975) darin, daß die Vergleichbarkeit und Aussagekraft der Veröffentlichungen auf diesem Sektor wegen der sehr unterschiedlichen Bewertungskriterien fragwürdig erscheint.

Als Kriterien werden u.a. herangezogen: Gangbild, Schubladenzeichen, Zufriedenheit des Patienten, Sportfähigkeit, Unversehrtheit der Prothese etc. Die Beurteilung der postoperativen Verläufe in klinischen Studien variieren von Autor zu Autor und sind in keiner Weise standardisiert. Experimentelle Studien weisen z. T. sehr kleine Stichprobenumfänge auf und stark differierende Beobachtungszeiträume. Auch die Auswahl der Versuchstiere beeinflußt das Ergebnis. So werden z. B. bei kleinen Rassehunden u.a. bessere Ergebnisse als bei

großen Mischlingen erzielt (RUBIN, MARSHALL 1975).

Insgesamt bleibt festzustellen, daß eine adäquate Lösung bisher nicht gefunden wurde, und eine funktionierende Rekonstruktion weder für den Menschen noch für das Tier gibt (MARSHALL 1976).

Die neueren Behandlungsprinzipien gehen davon aus, daß die exakte extraartikuläre Rekonstruktion die relativ beste Führung und Funktion des Kniegelenks gewährleistet. Sie wird oft mit einer intraartikulären Rekonstruktion (z.B. Lig. patellae) zusammen verwandt und stellt in dieser Kombination augenblicklich die Methode der Wahl dar.

## TEIL B

### Problemstellung und Wahl der Methode

Zielsetzung der gesamten experimentellen Studie ist, ein Verfahren zur Rekonstruktion bzw. Ersatz des vorderen Kreuzbandes zu entwickeln.

BLAZINA (1978b) nannte drei Bereiche, die für den Fortschritt im synthetischen Bandersatz vor allem zu beachten sind:

1. Die Befestigung des Bandes, die durch das Einwachsen von Bindegewebe signifikant verbessert werden soll.
2. Die Beschaffenheit des Bandes, die - dies gilt besonders für Polyäthylen - durch Imprägnierung

mit anderen Materialien in ihrer Grundfestigkeit und ihrer Widerstandskraft gegen Elongation verbessert werden soll.

3. Das "configurative design" des Bandes, für das BLAZINA ein Band, welches aus vielen Fibrillen gewoben ist, als geeignet erachtet, vor allem rotatorischen Kräften zu widerstehen.

Fragestellung war: Ist es möglich, mit einer Kombination aus alloplastischem und homologem Material insbesondere die freie Transplantatstrecke im Kniegelenk zu überbrücken?

Dazu wurde bei Versuchstieren das vordere Kreuzband entfernt und durch eine gestrickte Dacron-Gefäßprothese ersetzt, die zuvor mit einem homologen Fibrinkleber getränkt wurde.

Rolle des Fibrinklebers

Experimentelle Studien haben gezeigt, daß Fibrin das Wachstum von Fibroblasten in konzentrationsabhängiger Weise beschleunigt. Fibroblasten wachsen in die Fibringerinnsel ein und vermehren sich. Innterhalb von 1o Tagen wurden Zellvermehrungen auf das achtfache des Ausgangswertes beobachtet (BRUHN und Mitarb. 198o). Somit bietet der Fibrinkleber beste Eigenschaften, um auch im nicht von Gewebe umgebenen Teil der Gelenkhöhle eine Bindegewebsneubildung zu induzieren.

Bei dem Fibrinkleber "Human Immuno" handelt es sich um eine aus gepooltem Plasma mit der Technik der Kryprä-

zipitation gewonnene gerinnbare Fraktion, die 75 - 95 rel.% Fibrinogen enthält. Wie bei einem Zwei-Phasen-Kleber wird das Fibrinogen durch Zusatz einer Thrombin-Calcium-Chlorid-Lösung zur Gerinnung gebracht, sowie durch Katalyse des im Kleber enthaltenen Gerinnungsfaktors XIII polymerisiert. Der Zusatz von Antifibrinolytika zur thrombinhaltigen Lösung verhindert die vorzeitige Lyse des Fibrins durch Proteasen am Ort der Applikation. Als Fibrinolytika können Aprotinin, Aminocapronsäure oder Tramexansäure verwandt werden.

Der Fibrinkleber wird als tiefgefrorene Lösung in steril verpackten Fertigspritzen angeboten. Die Lagerung ist bei Temperaturen von mindestens minus 18 Grad Celsius vorzunehmen. Circa eine halbe Stunde vor Anwendung ist der Fibrinkleber bei Zimmertemperatur aufzutauen. Dabei darf eine Temperatur von plus 37 Grad Celsius nicht überschritten werden. Mit steigender Temperatur sinkt die Viskosität des Klebers. Bei Erreichen einer honigartigen, zähflüssigen Konsistenz kann der Kleber angewandt werden. Der Kleber darf nicht länger als vier Stunden nach dem Auftauen benutzt werden, weil nach Ablauf dieses Zeitraums mit einem Verlust der Thrombinaktivität gerechnet werden muß.
Die zugesetzte Thrombinkonzentration kann je nach Applikationstechnik variiert werden. Bei hoher Thrombinkonzentration werden dem Kleber ca. 5oo NIH-Einheiten pro Milliliter Thrombon, ca. 4o mmol pro Liter $CaCl_2$ und

ca. 3ooo KIE pro Milliliter Aprotinin zugesetzt. Es werden möglichst gleiche Volumenanteile Fibrinkleber und Thrombinlösung gemischt. Die Gerinnung erfolgt innerhalb weniger Sekunden. Die niedrige Thrombinkonzentration, d.h. circa 1o NIH-Einheiten pro Milliliter Thrombin wird verwandt, wenn Fibrinkleber und die thrombinhaltige Lösung, auch hier zu gleichen Volumenanteilen, vor der Applikation gemischt werden. Die Gerinnung tritt hier nach 3o - 9o Sekunden ein.

Bei unserer Studie wurde das für die Versuchstiere entsprechend homologe Material verwandt, d.h. Hunde- bzw. Schafs-Fibrinkleber, der in entsprechender Weise aufbereitet wurde.

Entwickelt wurde der Fibrinkleber zum Zwecke der Blutstillung, Wundversiegelung und Gewebeklebung. Hierzu liegen zahlreiche klinische und experimentelle Untersuchungen vor, z.B.: Blutstillung nach Zahnextraktion bei Hämophilen (NOWOTNY 198o), Blutstillung in der Abdominalchirurgie (SPÄNGLER 1976), Hämostase bei herzchirurgischen Operationen (ECKERSBERGER 198o), Lungenparenchymabdichtung (Hartl 1981), Nierenparenchymklebungen (RAUCHENWALD 1976), Versorgung von Nervennähten (DUSPIVA 1977), Versorgung von Achillessehnenrupturen (RUPP 1978), Knochenklebungen (BÖHLER 1977).

Wahl der Dacron-Gefäßprothese

Mehrfach ist in der Literatur über Versuche des Band-

ersatzes mit Dacron (Polyäthylen) berichtet worden (GUPTA 1969, RUBIN 1975, KENNEDY 1976, MEYERS 1979, TREMBLAY 198o).

Wenngleich auch diese Studien größtenteils unbefriedigende Ergebnisse brachten, erscheint es nicht einsehbar, warum ein in der Gefäßchirurgie seit Jahren bewährtes Material nicht auch beim Bandersatz als Leitschiene zur Bildung ortsständigen Gewebes dienen sollte.

Prinzipiell stellen Gefäßchirurgen an eine Prothese ähnliche Anforderungen, wie sie auch an eine Bandplastik gestellt werden müssen:

1. sichere Sterilisierbarkeit
2. weitgehende Konstanz der physikalischen und chemischen Eigenschaften
3. gute textiltechnische Verarbeitung
4. biologisch indifferentes Verhalten
5. keine blastogene Potenz

Als Bandersatz ist außerdem eine hohe Festigkeit vonnöten, die die Dacronprothese durchaus besitzt.

Beim Arterienersatz zeichnet sich die Dacronprothese durch ihre Porosität aus und erlaubt dadurch einen raschen und vollständigen Einbau in das umgebende Gewebe, eine gute Verankerung und nur geringe Neigung zu degenerativen Spätveränderungen.
Die Einheilungsvorgänge verlaufen über das Stadium der Abdichtung, der Gewebsinvasion zum Aufbau einer

bindegewebigen Ersatzwand in der Umgebung des Kunststoffgerüstes (VOLLMAR 1975).

Für die morphologische Differenzierung hat der funktionelle Reiz die entscheidende Bedeutung.

Wichtig für unsere Verwendung der Dacron-Prothese ist das Einwachsen von Blutgefäßen und jugendlichem Bindegewebe während des Stadiums der Gewebsinvasion.

Seltenes Vorkommen beim Arterienersatz ist die Fremdkörperreaktion. Resorptive Vorgänge kommen praktisch nicht vor, ebensowenig sind Umdifferenzierungsvorgänge wie eine Knochen- oder Knorpelmetaplasie bislang nicht beobachtet worden.

Somit fiel die Wahl der alloplastischen Komponente des Ersatzbandes auf eine Dacron-Gefäßprothese.

Versuchshypothese ist, daß die Dacron-Prothese dank ihrer Porosität als Leitschiene für das Einwachsen von Fibroblasten dient, was durch den Fibrin-Kleber bewirkt wird.

Zielvorstellung ist, daß vitales Bindegewebe mit Gefäßwachstum entsteht, welches in der Lage ist, auch die freie Gelenkfläche zu durchwachsen. Das Bindegewebe soll eine Verbesserung der Stabilität der Prothese bewirken, so daß eine Übernahme der Zugkräfte durch das neue Bindegewebe erfolgt und im weiteren Verlauf eine Umwandlung der Prothese in ein neues Band stattfindet.

Dazu wurde zunächst eine Pilot-Studie durchgeführt, um durch Modifikation der verschiedenen Parameter die optimale Versuchsanordnung für eine Hauptstudie zu finden, sowie um einen ersren Eindruck von der mechanischen Belastbarkeit und histologischen Beschaffenheit der Bandplastik zu bekommen.

TEIL C

Eigene Untersuchungen

1. Vorversuch mit der Dacron-Gefäßprothese im Reißprüfversuch

Zur Feststellung der mechanischen Eigenschaften der Dacron-Prothese wurden Prothesen unterschiedlicher Stärke im Reißprüfgerät getestet.
Dazu wurde die Prothese an beiden Enden zwischen jeweils zwei Kunststoffrollen geklemmt, damit keine Traumatisierung durch scharfe Kanten auftreten konnte und so in die Prüfmaschine eingespannt.
Bei 1o mm-Dacronprothesen wurde die Bruchlast mit 25o N bestimmt; dies entsprach zugleich der Streckgrenze.

4 mm-Dacronprothesen zweifach längsgefaltet und ineinander gesteckt versagten bei 245 N, auch hier lag die Streckgrenze beim gleichen Wert.

Die Streckgrenze für 4 mm-Dacronprothesen vierfach längsgefaltet lag mit 27o N um 1oo N unter der Bruchlast, die bei 37o N bestimmt wurde.

Bei 8 mm-Prothesen lag die Bruchlast bei 23o N und war identisch mit der Streckgrenze. Diese Werte wurden bei einer Elongation der Prothese von 24 mm erreicht. Dies entspricht - bei einer freien Einspannlänge von 4o mm - einer Dehnung von 6o Prozent bei Erreichen der Streckgrenze bzw. der Bruchlast.

Untersuchungen von MEYERS (1979) ergaben ähnliche Werte. Er fand für eine 4 mm-Dacronprothese gedoppelt eine Bruchlast von 2o,5 kg, entsprechend 2o1 N.

## 2. Methodik

### 2.1. Wahl der Versuchstiere

Als Versuchstiere wurden Hund und Schaf gewählt, weil bei beiden Tierarten die anatomischen Verhältnisse des Kniegelenks im wesentlichen mit denen des Menschen übereinstimmen.

Hunde belasten aufgrund ihrer Lebhaftigkeit das Kniegelenk stärker und stellen somit einen besonders intensiven Belastungstest für die Kreuzbandplastik dar.

Die geringere Bewegungsbelastung des Schafes läßt diese Tierspecies dem Menschen weniger vergleichbar erscheinen, wenn auch mit ihnen eindrucksvollere Ergebnisse zu erzielen sind.

Verwandt wurden 24 Hunde und 2 Schafe. Bei den Hunden handelte es sich um Mischlinge beiderlei Geschlechts mit einem Durchschnittsalter von drei Jahren und einem Gewicht von 3o kg im Mittel (13 - 42 kg).

Die Schafe waren 25 bzw. 29 kg schwer, unbekannten Alters und eines männlichen und eines weiblichen Geschlechts.

Nach 14-tägiger Quarantäne standen die Tiere für den Versuch zur Verfügung.

Die Tierhaltung und veterinärmedizinische Betreuung erfolgte in der Tierversuchsanlage der Universität Düsseldorf. Die Tiere waren in Einzelboxen untergebracht und erhielten standardisierte Trockenkost. Die Kennzeichnung erfolgte anhand von Identifikationskarten an den Boxen.

## 2.2 Gruppeneinteilung

Die Gruppenaufteilung der Versuchstiere erfolgte in vier Hauptgruppen, wobei die Gruppen II und III in drei bzw. zwei Untergruppen aufgeteilt wurden. Die Einteilungskriterien sind Tabelle 2 zu entnehmen. (Näheres siehe Variationen der Methodik).

Tabelle 2: Einteilung der Versuchstiere in Gruppen

| Gruppe | I | II | | | III | | IV |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Untergruppe | - | A | B | C | A | B | |
| Tierart | Hund | | | | | | Schaf |
| Prothese | 4 mm | 4mm | 4mm | 4 mm+Sehne | 8 mm | 8 mm | 8 mm |
| Fibrinkleber | + | + | - | + | + | + | + |
| Immobilisation | Verband | Achillotomie und Baycastschiene | | | Achillessehnenresektion | Fixateur externe | Achillessehnenresektion |
| Fixation der Prothese | Naht | S c h r a u b e n | | | | | |

Gruppe I : PS 1-9 = 9 Hunde
Gruppe IIA : PS 1o,11,13 = 3 Hunde
Gruppe IIB : PS (15*),16,18 = 2 Hunde
Gruppe IIC : PS 12,14,17 = 3 Hunde
Gruppe IIIA : PS 19,2o,21 = 3 Hunde
Gruppe IIIB : PS 22,23,24 = 3 Hunde
Gruppe IV : PSs 1 und 2 = 2 Schafe

+ = siehe auch 3.5. Komplikationen

## 2.3. Narkose

Zur Narkose erhielt jedes Tier Acepromazin in einer Dosierung von o,5 ml/kg Körpergewicht sowie Xyalizin in einer Dosierung von 1 ml/1o kg Körpergewicht intramuskulär. Die weitere Steuerung der Narkose erfolgte mittels Gabe von 2 - 5 ml Levomethadon-hydrochlorid nach Bedarf. Auf eine Intubation der Tiefe konnte in allen Fällen verzichtet werden.

## 2.4. Operatives Vorgehen

Die Tiere wurden am Hinterlauf vom Sprunggelenk bis zur Leiste maschinell geschoren. Auf eine Rasur von Hand mußte wegen leicht auftretender Hautläsionen ebenso verzichtet werden wir auf eine chemische Enthaarung, da hierbei lokale Urtikaria im Sinne von allergischen Reaktionen auftraten.

Im Anschluß wurde der Hinterlauf zunächst mit Wasser, dann mit Spitacid $^{R}$ abgewaschen.

Als antibiotische Prophylaxe wurden 2 g Mandokef $^{R}$ praeoperativ gegeben.

Bei allen Tieren wurde in Seitenlage das linke Kniegelenk operiert. Nach mehrfacher Hautdesinfektion mit PVP-Jod-Lösung erfolgte die sterile Abdeckung des Tieres.

Nach lateralem Payer'schen Hautschnitt, Durchtrennung von Subcutangewebe und Kapsel wurde die Synovia des

Kniegelenks eröffnet. Die Schnittlänge reichte vom Ansatz des Musculus vastus lateralis bis etwa zwei Querfinger unterhalb des Tuberositas tibiae. In der Folge wurde die Patella nach medial luxiert, das Gelenk in 9o Grad Flexion gebracht und unter Weghalten des Hoffaschen Fettkörpers bei gutem Einblick in den Kniebinnenraum das vordere Kreuzband an Ansatz und Ursprung scharf abgelöst.

Dann wurde mit der Zielbohrbüchse durch Einhängen ihrer Spitze in die Fossa intercondylaris femoris - entsprechend dem Ansatz des vorderen Kreuzbandes - die Bohrkanalrichtung am lateralen Femurcondylus festgelegt.

Hierbei wurde darauf geachtet, daß die Bohrkanalrichtung weitestgehend der Verlaufsrichtung des vorderen Kreuzbandes entsprach, um ein Abknicken der einzubringenden Prothese zu vermeiden.

Nach Incision und stumpfem Auseinanderdrängen der Weichteile - extraartikulär am lateralen Femurkondylus - wurde mit dem Elektrobohrer ein Knochenkanal bis ins Kniegelenk gebohrt.

Analog zum Femur wurde von medial, vorn,distal ein schräg verlaufender Bohrkanal durch den Tibiakopf zum natürlichen Ansatz des vorderen Kreuzbandes gelegt.

Im Anschluß wurden gebogene Drahtösen durch die

Bohrkanäle in die Gelenkhöhle vorgeschoben und mit einer Klemme nach vorn aus dem Gelenk herausgezogen. Das Kniegelenk wurde mehrfach mit einer Kanamycin-Lösung gespült und mit in Kanamycin-Lösung getränkten Tupfern bedeckt.

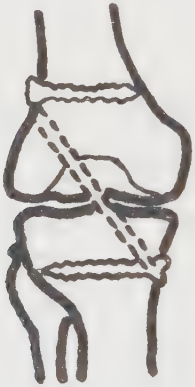
Hierauf wurde mit der Präparation der Prothese begonnen. Zunächst erfolgte die Zubereitung des Fibrinklebers.

Es wurde 1 ml der zweiten Komponente - bestehend aus 4,5 ml Aqua destillata, 1 ml Trasylol $^{R}$,entsprechend 2o.ooo KIE (Kallikrein-Inaktivator-Einheiten), und o,5 ml $CaCl_2$-Lösung o,5 molar - mit einer Spritze auf die Prothese geträufelt. Das tiefgefrorene Fibrinogen (3.ooo NIH in 1 ml) wurde nach Erwärmung auf Zimmertemperatur auf die vorbereitete Prothese aufgetragen. Nach etwa zehn Minuten ist das "clotting" erfolgt und eine glasig-trübe, gelatinöse Masse ist in den Maschen der Prothese entstanden.

Das Durchziehen der Prothese durch die Bohrkanäle erfolgte durch Fixierung der Prothesenenden mit kräftiger Naht an den Drahtschlaufen. Ein Durchziehen der Prothese - selbst mittels der Drahtschlaufen - war wegen der Enge der Knochenkanäle ohne erheblichen Kraftaufwand und damit verbunden einer möglichen Beschädigung der Prothese nicht sinnvoll.

Anschließend wurde die Prothese unter Spannung auf der Außenseite von Femur bzw. Innenseite von Tibia fixiert (Abb. 1).

Abbildung 1: Fixierung der Prothese



Nach Ausspülen des Kniegelenks mit Kanamycinlösung wird das Bein in Streckung gebracht und die Patella reponiert. Synovia und Kapsel wurden mit atraumatischen 2-o-Vicryl-nähten, die Haut mit ebenfalls 2-o-Vicryl-Rückstich-nähten verschlossen. Nach Desinfektion der Wunde mit Mercurochrom [R] erfolgte die Abdeckung mit sterilen Platten, Verband und Ruhigstellung des operierten Hinterlaufs.

## 2.5. Postoperativer Verlauf

Die Versuchstiere wurden postoperativ für durchschnitt-

lich 67 Tage und in zwei Fällen 16o Tage in Einzelboxen gehalten. Bis auf Zeiten, in denen die Boxen gereinigt wurden, hatten die Tiere keinen Auslauf.

Die operierten Hinterläufe wurden sämtlich mit verschiedenen Methoden immobilisiert. Es wurde eine wöchentliche Kontrolle des Tieres außer der ständigen veterinärmedizinischen Betreuung durchgeführt und dabei die Wundverhältnisse, der Allgemeinzustand und das Gangbild des Hundes überprüft.

Als postoperative antibiotische Prophylaxe wurden unmittelbar nach dem Eingriff und am dritten postoperativen Tag jeweils 3 ml Tardomycocel $^{R}$ comp. ( = 75o ooo IE) subcutan verabreicht.

## 3. Variationen der Methodik

### 3.1. Durchmesser des Bohrers für die Knochenkanäle

Zu Beginn der Studie wurden die Knochenkanäle mittels eines 3,2-mm -Elektrobrohrers hergestellt. Nach seiner Anwendung bei den ersten beiden Versuchstieren (PS1 und PS2) wurde im weiteren Verlauf ein 4,5-mm-Bohrer verwandt, weil sich das Durchziehen der Prothese durch diese weiteren Bohrkanäle erleichterte. Lediglich in zwei Fällen (PS7 und PS8) wurde nochmal auf den 3,2-mm-Bohrer zurückgegriffen, da es sich um besonders leichte Tiere mit grazilem Knochenbau handelte.

3.2. Dacron-Prothese

Bei den Versuchstieren PS1 - 18 wurde eine 4-mm-Dacronprothese verwandt. In einem Fall (PS8) wurde die Prothese einmal längs gefaltet und in dieser Form durch eine Impralennaht fixiert.

Die übrigen Versuchstiere (PS19 - 24 und PSs 1 - 2) erhielten 8-mm-Prothesen, ebenfalls wie bei PS8 einmal längs gefaltet und mit Naht fixiert. Die stärkere Prothese und die Längsfaltung sollten eine höhere primäre Festigkeit des Kreuzbandersatzes bewirken (siehe Reißprüfversuch) und durch die höhere Materialdichte die Mächtigkeit des Bindegewebes erhöhen.

Weiterhin wurde bei drei Versuchstieren (PS15, 16 und 18) die Dacronprothese nicht mit Fibrinkleber durchtränkt, um die Auswirkung der homologen Komponente der Bandplastik bezüglich mechanischer und histologischer Eigenschaften zu untersuchen.

Die Versuchstiere PS12, 14 und 17 erhielten zusätzlich zum Fibrinkleber ein 5 - 7 cm langes Stück frisch entnommene Fußstrecker-Sehne, die in das Lumen der Dacron-Prothese eingenäht wurde. Der Sehnenteil wurde vom selben Bein entnommen, an dem auch die Bandplastik implantiert wurde.

Diese Implantation sollte zeigen, ob die Sehnenanteile eine Vermehrung des Bindegewebes im freien Verlauf durch die Gelenkhöhle bewirkten oder ob sie un-

verändert in der Prothese blieben. Zum anderen wurde untersucht, inwiefern die eingenähten Sehnenanteile eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften der Bandplastik bewirkten.

### 3.3. Fixationsmethoden der Prothese

Die Fixation der Dacron-Prothese erfolgte bei den Versuchstieren der Gruppe I (PS 1-9) mittels einer Periost-Kapsel-Naht femurseitig und einer Periost-Streckapparat-Naht tibiaseitig. Es wurde resorbierbares Nahtmaterial verwendet.

Um eine kräftige Verankerung der Prothesen zu erreichen, wurden bei allen übrigen Tieren Schrauben zur Befestigung benutzt. Dazu wurde die Prothese an beiden Enden knopflochartig incidiert und unmittelbar neben den Austrittstellen aus den Bohrkanälen mit Hilfe einer durch die Schlitze gesteckten Spongiosaschraube am Femur und einer Corticalisschraube an der Tibia mit einer kleinen Plastikunterlegscheibe fixiert.

### 3.4. Immobilisationsmethoden

Zur Ruhigstellung des operierten Hinterlaufs wurde beim ersten Versuchstier PS 1 ein Baycast-Tutor verwendet. Hierbei entstand distal des Tutors auf dem Fußrücken eine Weichteilschwellung, die sich erst durch Entfernen des Verbandes beheben ließ. Im weiteren wurde auf Tutoren verzichtet.

Bei Versuchstier PS 3 wurde eine ventrale Baycast-Schiene angewickelt. Um eine geringere Belastung des operierten Hinterlaufs zu erzielen, wurde diese Maßnahme in acht Fällen (PS 1o-18) mit einer Achillotomie kombiniert. Nach Tötung der Tiere konnte festgestellt werden, daß die Achillotomie nur einen begrenzten Wert hatte, da alle Achillessehnen wieder zusammengewachsen waren.

Deshalb wurde bei fünf Versuchstieren (PS 19-21 und PSs 1-2) eine 2-3 cm lange Achillessehnenresektion vorgenommen und der Hinterlauf mit einem elastischen Verband versorgt. Diese Art der Ruhigstellung durch einen dicken, mit Zellstoff verstärkten, elastischen Verband wurde bereits zuvor bei sechs Versuchstieren (PS 2, PS 4-8) angewendet.

Schließlich erhileten drei Tiere (PS 22-24) einen Klammerfixateur externe, der aus zwei Schanz'schen Schrauben und einem Rohr bestand. Er war so angelegt, daß noch Druck-und Schiebekräfte wirkten (weiteres siehe Kap. 5).

### 3.5. Komplikationen

Bei drei Versuchstieren (PS2, 6, 15) traten Wundheilstörungen auf. Diese bildeten sich nach Eröffnen des Wundgebietes, Drainage und Behandlung mit Chloramphenicol in zwei Fällen schnell zurück. Im Falle PS 15 kam es zu einem tiefen Infekt mit Ausbildung eines Pyarthros.

Ein intrakapsulärer Erguß, der abpunktiert werden mußte, wurde bei Versuchstier PS 2o vorgefunden. Nachdem 15 - 2o ml serösen Ergusses abpunktiert worden war und ein neuer Verband angelegt worden war, trat kein Rezidiv auf.

Alle drei mit Fixateur externe versehenen Versuchstiere mußten nach durchschnittlich 35 Tagen wegen Lockerung der Schanz'schen Schrauben von ihrem Fixateur befreit werden. Gleichzeitig mit der Entfernung des Fixateurs wurde bei den Tieren eine Achillessehnenresektion vorgenommen.

## 4. Versuchsdurchführung

### 4.1. Gewinnung des Untersuchungsmaterials

Die Tötung der Tiere erfolgte durch T 61 i.v. in einer Dosierung von o,3 ml pro kg Körpergewicht, dessen Wirksubstanzen aus einem Narkotikum und einem curareähnlichen Muskelrelaxans bestehen und schnell zu einem excitationslosen Tod führen.

Im Anschluß an die Tötung wurden Fell und Muskelmantel im Bereich des proximalen Femurendes und der Femur 15 - 2o cm oberhalb des Knies durchtrennt. Dabei erfolgte das Ausbluten der Tiere über die Arteria femoralis. Anschließend wurden beide Hinterläufe von Fell, Fascie und weitgehend vom Muskelmantel befreit. Tibia und Fibula wurden direkt oberhalb des oberen Sprungge-

lenks durchtrennt, so daß auch hier ein etwa 15 - 2o cm langer Tibiaanteil verblieb. Die Präparation erfolgte unter sorgfältiger Vermeidung der Gelenkseröffnung, um bis zum Reißversuch die postmortalen Umbauvorgänge zu verzögern.

Es wurde dann die Beweglichkeit des operierten Knies im Vergleich zum nichtoperierten gemessen. Anschließend wurden die Präparate einzeln in Plastikfolien eingeschweißt.

## 4.2. Röntgenuntersuchung

Die röntgenologische Untersuchung der Kniegelenkspräparate erfolgte unmittelbar im Anschluß an die Gewinnung des Untersuchungsmaterials.

Von den operierten und nichtoperierten Kniegelenkspräparaten wurden jeweils drei Röntgenbilder angefertigt. Eine Aufnahme wurde im anterior-posterioren Strahlengang bei maximaler Streckstellung geschossen, die zweite seitlich bei etwa 9o Grad Flexionsstellung und die dritte als eine in vorderer Schublade manuell gehaltene Aufnahme.

Anhand der aufnahmen wurde überprüft, ob sich eine Lockerung der Schrauben nachweisen ließ,und es wurde eine Graduierung der Gonarthrosen (FAIRBANKS 1948, TAPPER und HOOVER 1969) vorgenommen (Tabl. 3).

Tabelle 3: Einteilung der Gonarthrosen

| | | |
|---|---|---|
| 0 | = | keine röntgenologische Veränderung |
| I | = | kleine Randkonsole |
| II | = | Abflachung der Femurkondylen |
| III | = | wie I und II, dazu geringe Verschmälerung des Gelenkspaltes um 1-2 mm |
| IV | = | zusätzlich Randwülste, starke Gelenkspalt-Verschmälerung sowie Sklerose des Tibiaplateaus |

Die manuell gehaltene Aufnahme diente zur Ausmessung der vorderen Schublade der Kniegelenke. Dazu wurden beim operierten und nichtoperierten Knie die Strecken von Tibiavorderkante bis zur Vorderkante der Femurkondylen ausgemessen (siehe Abb. 2).

Durch Subtraktion dieser beiden Strecken erhielt man einen Wert pro Tier, der das Ausmaß der vorderen Schublade des operierten Knies gegenüber dem gesunden in Millimeter angab.

Abbildung 2: Meßstrecken vordere Schublade im Röntgenbild

4.3. Reißprüfversuch

Zur Durchführung der mechanischen Prüfung wurden die Präparate in das Institut für Werkstoffe der Ruhruniversität Bochum gebracht und hier mit der Universalprüfmaschine Typ 1387 der Firma Zwick und Co. getestet.

Die in luftdicht verschlossenen Plastikbeuteln aufbewahrten Kniegelenkspräparate wurden von der restlichen Muskulatur befreit und alle Tibia und Femur verbindenden Strukturen mit Ausnahme des vorderen Kreuzbandes bzw. der Prothese durchtrennt. Die noch etwa 15 - 2o cm lange Diaphysen von Tibia und Femur wurden in röhrenförmigen, metallenen Haltevorrichtungen mit Hilfe von Stellschrauben befestigt, so daß die Knochen nicht mehr aus der Halterung rutschen konnten.

Die Haltevorrichtungen ihrerseits waren mit Stegen versehen, die in der Prüfmaschine zwischen zwei Backen festgeklemmt wurden, in der Art, daß sich der Femur in horizontaler und die Tibia in vertikaler Lage befanden, das Kniegelenk also in 9o-Grad-Flexionsstellung getestet wurde,

Die Fahrgeschwindigkeit der Prüfmaschine ($V_M$), entsprechend dem Auseinanderziehen von Femur und Tibia und damit der Verlängerung des vorderen Kreuzbandes, betrug 2 mm/min. Der an die Maschine angeschlossene

Direktschreiber, der den Reißversuch kontinuierlich als Kraft-Dehnungskurve aufzeichnete, wurde mit einer Geschwindigkeit ($V_p$) von 6o bzw. 12o mm/min. gefahren.

Jeweils zuerst wurden die operierten Kniegelenkspräparate in die Prüfmaschine eingespannt und gerissen, bevor die nichtoperierten Präparate zum Vergleich untersucht wurden.

Zur Auswertung der vom Synchronschreiber aufgezeichneten Kraft-Dehnungskurve mußten die erhaltenen Werte auf einen gleichen Maßstab gebracht werden, um die mit verschiedenen Geschwindigkeiten ($V_p$) geschriebenen Kurven vergleichbar zu machen.

In einer Streuungskurve wurden die jetzt maßstabsgleichen Kraft-Dehungskurven von gesunden und operierten Kniegelenken gegenüber gestellt.

Aus den Kraft-Dehnungskurven der einzelnen Versuchstiere wurden die maximalen Kraftwerte (maximal load), denen die Kreuzbänder standhielten,und die Streckgrenzen (yieldpoint) entnommen.

Die Streckgrenze - also der Punkt, an dem elastische in plastische Verformung übergeht - liegt dort, wo erstmalig im Diagramm eine Längenzunahme der Prothese bzw. des Kreuzbandes nicht mehr mit einer vermehrten Kraftaufnahme assoziiert ist.

Bei den maximalen Kraftwerten (macimal load) wurde berücksichtigt, bei welcher absoluten Verlängerung (in mm)

und bei welcher relativen Verlängerung (in Prozent) diese Werte zustande kamen.

Die relative Verlängerung wurde bestimmt, um die unterschiedliche Länge sowohl der Prothesen als auch der Kreuzbänder auszugleichen und damit eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erzielen. Errechnet wurde die relative Verlängerung, indem der Quotient aus der Längenänderung ($\Delta l$) und der Ausgangslänge ($l_o$) der Bänder ermittelt wurde.

Im weiteren wurde untersucht, welchen Kräften die Bänder bei 1o % und bei 2o % Verlängerung standhielten, in Anlehnung an KENNEDY (1976), der die Elastizitätsgrenze für frische menschliche Kniegelenkspräparate bei 2o % Längenzunahme bestimmte. An anderer Stelle (NOYES 1974) wurde bei Jugendlichen die Elastizitätsgrenze bei 6o % Längenzunahme gefunden.

### 4.4. Histologische Aufarbeitung der Präparate

Nach der mechanischen Reißprüfung wurden die Gelenkanteile der Präparate in 1o%igem Formalin fixiert. Zur histologischen Aufarbeitung wurden die tibialen und femuralen Bohrkanäle sowie die Prothese in ihrem Verlauf in der freien Gelenkstrecke asserviert.

Von den tibialen bzw. femuralen Anteilen wurde jeweils ein Präparat von etwa o,3 bis o,5 cm Dicke hergestellt, das den Bohrkanal in seiner Längsachse trifft, sowie je-

weils ein Präparat, das die Eintrittsstelle der Prothese in den Tibia- bzw. Femurkopf im Querschnitt zeigt. Die Prothese im freien Gelenkverlauf wurde mehrfach quergeschnitten. Anschließend wurden die Knochenpräparate entkalkt. Dazu wurden sie etwa 4 - 6 Tage in Ossa-Fixona-Lösung gegeben, anschließend in 7o%igem Alkohol gespült. Die Einbettung erfolgte in Paraffin. Im Anschluß an das Gießen der Blöcke wurden diese gut gekühlt und dann bis zur gewünschten Schnittfläche angeschnitten. Nach erneuter Kühlung erfolgte das Schneiden mit einer Schnittdicke von 2 - 5 mm. Nach Aufbewahrung im Brutschrank und erneuter Kühlung wurden die Präparate entparaffiniert und gefärbt.

Folgende Färbetechniken fanden Anwendung:
Hämatoxylin - Eosin (HE, Elastica van Gieson (EvG), die PAS - Reaktion mit der Schiff'schen Reagenzmethode, eine Eisenreaktionsfärbung sowie die PTAS - Fibrinfärbung.

Als Standardmethoden wurden die HE - Färbung und die EvG - Färbung herangezogen.

Die histologische Auswertung erfolgte an Präparaten, die teilweise zuvor einer Reißprüfung unterzogen worden sind, so daß artefizielle Veränderungen nicht ausgeschlossen werden konnten. Diese Veränderungen dürften insbesondere an den Stellen entstanden sein, an denen die Verankerung der Prothese mit dem ortsständi-

gen Gewebe, d.h. Bohrkanalwand und Eintrittsstellen in die Bohrkanäle, bestand. Nicht zuletzt muß auch die Prothesentextur an sich unter der Reißprüfung gelitten haben. Ebenso sind im Reißversuch durch die zum Teil erheblichen Elongationen der Prothese sowohl in ihrem freien Gelenkverlauf als auch in den Bohrkanälen Läsionen gesetzt worden, was sicherlich zur Veränderung der neugebildeten Strukturen beigetragen haben dürfte.

Die histologische Auswertung erfolgte bei 25 Tieren, wobei ein Präparat der Gruppe I (PS 7) nicht zur Auswertung kam. Die Beurteilung der Schnitte von Femur, Tibia, Ausriß und freier Gelenkstrecke erfolgte unter besonderer Berücksichtigung folgender Kriterien:

1. Bindegewebe

Hierbei wurden Menge, Art sowie die Ausrichtung der Bindegewebsfasern beurteilt. Von besonderem Interesse war die Bindegewebsneubildung um und in der Prothese in ihrem freien Gelenkverlauf. Die Bindegewebsmenge wurde mit N = 0 - 3 beurteilt, wobei 0 = kein, 1 = wenig, 2 = mittel und 3 = viel Bindegewebe bedeutet.

2. Vaskularisation

Hier wurde die Anzahl der Gefäße in den Bohrkanälen von Tibia und Femur und insbesondere in der freien Gelenkstrecke berücksichtigt. Kapillarsprossungen

wurden als Parameter für das Vorhandensein jungen Bindegewebes und dessen Neubildung beurteilt.

3. Fremdkörperreaktion

Es wurde beurteilt, in welchem Maße die Implantation der alloplastischen Prothese eine Fremdkörperreaktion als Zeichen einer Abwehrreaktion auf körperfremdes Material hervorgerufen hat.

4. Verankerung

Von Interesse war insbesondere die Form der Grenzfläche Prothese - Bohrkanalwand und die Art des benachbarten Gewebes.

Weiterhin wurde untersucht, ob Knorpel- oder Knochenmetaplasien vorlagen, Entzündungszeichen festzustellen waren und Fibrininsudationen stattgefunden haben.

Die Präparate der Gruppe II C wurden auf innerhalb der Prothese liegende Anteile der Streckersehne untersucht.

Die Beurteilung der Einzelschnitte erfolgte mit Hilfe eines Beurteilungsbogens. (s. Abdruck).

Von allen Präparaten konnten Längsschnitte des tibialen und femuralen Bohrkanals gewonnen werden. Die Isolierung eines intraartikulären Anteils der Prothese gelang in 14 Fällen.

Präparat Nr.

Lokalisation: Femur Tibia

Prothesentextur

o.B. gestört

Bindegewebe

| | |
|---|---|
| locker | keines |
| dicht | wenig |
| hyalinisiert | |
| zellarm | mittel |
| zellreich | viel |
| gerichtet | |
| ungerichtet | |

randständig zugerichtet

Knorpelmetaplasie

Knochenmetaplasie

Fibrininsudation

Entzündung

Fremdkörperreaktion

gering mittel schwer

Vaskularisation: (quant. N = 1 - 3)

Kapillarsprossung:

Verankerung

glatt

knöcherne Spikulae

BG-Zapfen-Knochen

Ausriß:

BG - Prothese

BG - Knochen

Sehne?

Besonderheiten:

## 5. Ergebnisse

### 5.1. Funktionelle Prüfung

Der Bewegungsumfang der Kniegelenke wurde an den Sektionspräparaten nach der Neutral-Null-Methode gemessen. Hierbei wurde die Beweglichkeit des operierten Kniegelenks mit der des nicht operierten in maximaler Beugung und Streckung verglichen.

Bei der Bewertung wurden folgende Kriterine angewandt:

| Grad der Bewegungseinschränkung | Differenz OP - non OP |
|---|---|
| keine Einschränkung | 0 - 10° |
| geringgradige Einschränkung | 10 - 20° |
| mittelgradige Einschränkung | 20 - 30° |
| starke Einschränkung | 30° und mehr |

Die Funktionseinschränkung bezieht sich jeweils auf den gesamten Bewegungsspielraum zwischen maximaler Beugung und Streckung der Kniegelenke. Wurde also beim operierten Knie die Beweglichkeit mit 0 - 40° - 170° gemessen und am nicht operierten mit 0 - 30° - 180°, so ergab sich eine Differenz von 20°.

Bei diesen Messungen ergab sich bei 9 Hunden keine,

bei 8 Hunden eine geringgradige, bei 5 Hunden eine mittelgradige und bei einem Hund eine starke Bewegungseinschränkung.

Den gebildeten Gruppen zugeordnet, ergibt sich folgendes Bild: (Tab. 4)

Tabelle 4: Ergebnisse der funktionellen Prüfung

| Gruppe (N=x) / Grad Bewegungseinschränkung | I (9) | II (8) | | | III (6) | | IV (2) | Summe N = 25 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | A(3) | B(2) | C(3) | A(3) | B(3) | | |
| keine | 4 | 2 | | 2 | 1 | | 1 | 10 |
| geringgradig | 4 | | | 1 | 1 | 2 | 1 | 9 |
| mittelgradig | | 1 | 2 | | 1 | 1 | | 5 |
| stark | 1 | | | | | | | 1 |

Auf die Beurteilung des vorderen Schubladenzeichens wurde im Rahmen der funktionellen Prüfung verzichtet. Zur Gewinnung objektiver Daten über dasAusmaß der vorderen Schublade wurden gehaltene Röntgenaufnahmen angefertigt und ausgewertet.

## 5.2. Röntgen

Die Beurteilung der Röntgenbilder zeigte, daß in keinem Fall, bei dem die Prothesen mit Schrauben befestigt waren, eine Schraubenlockerung eingetreten war. Bei den mit Naht fixierten Prothesen war dieser - wenn auch nur indirekte - Hinweis nicht zu bekommen.

Die graduelle Einteilung der Gonarthrosen nach FAIRBANK und TAPPER, HOOVER (siehe Tab. 3) zeigte in acht Fällen von operierten Kniegelenken Erscheinungen, die eine Zuordnung zum Grad I bewirkten. Es fanden sich hier kleine Tibiarandkonsolen und subchondrale Sklerosierungen. In einem Fall trat eine Kondylenabflachung auf, die eine Einstufung in Gonarthrosengrad II erbrachte.

die nicht operierten Kniegelenke und die verbleibenden 17 operierten Präparate waren röntgenologisch unauffällig und konnten dem Grad 0 zugeordnet werden (Tab. 5).

Tab. 5 Gonarthrosen

| | | Gonarthrose Grad | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Gruppe | n | 0 | I | II | III | IV |
| I | 9 | 7 | 2 | -- | -- | -- |
| II A | 3 | 3 | | -- | -- | -- |
| II B | 3 | 2 | -- | 1 | -- | -- |
| II C | 3 | 3 | -- | -- | -- | -- |
| III A | 3 | 1 | 2 | -- | -- | -- |
| III B | 3 | 1 | 2 | -- | -- | -- |
| IV | 2 | -- | 2 | -- | -- | -- |
| Total | 26 | 17 | 8 | 1 | -- | -- |

Die Berechnung der vorderen Schublade anhand der gehaltenen Aufnahmen ergab Differenzen im Mittel von 6 mm zu Ungunsten der operierten Kniegelenke. Die vordere Schublade der operierten Kniegelenke betrug durchschnittlich 35 mm, der Mittelwert der nicht operierten lag bei 29 mm (Tab. 6).

Tab. 6 Vordere Schublade

| Gruppe | Mittelwert operiertes Knie (mm) | Mittelwert nicht operiertes Knie (mm) | Differenz (mm) |
|---|---|---|---|
| I | 33,4 | 28,1 | 5,3 |
| II A | 39,6 | 3o,o | 9,6 |
| II B | 39,5 | 32,o | 7,5 |
| II C | 39,6 | 29,6 | 1o,o |
| III A | 34,3 | 2o,6 | 13,7 |
| III B | 32,o | 28,o | 4,o |
| IV | 27,o | 27,5 | - o,5 |
| Total | 35,o | 29,o | 6,o |

Bei den 9 Fällen intravital gerissener Prothesen lag der Differenzwert der vorderen Schublade zwischen 1 und 19 mm. Dies entsprach einem Mittelwert von 8,9 mm, also fast doppelt so hoch wie der Mittelwert der nicht gerissenen Prothesen von 4,7 mm.

## 5.3. Makroskopischer Befund

Bei der makroskopischen Beurteilung wurde das Hauptaugenmerk vor allem auf die Prothesenverhältnisse gelegt. Die Beurteilung der übrigen Strukturen erschien dagegen unwichtig und erfolgte nur grob orientierend.

Bei der Eröffnung der Kniegelenkskapsel fand sich in 12 Fällen ein mäßiger Erguß, der bei 4 Tieren rein seriösen Charakter hatte, bei 8 Tieren bräunlich - trüb tingiert war. Bei diesen 8 Tieren konnte man an einigen Stellen der Synovia lachsfarbene bis bräunliche Verfärbungen beobachten. Bei einem Tier entleerte sich eitriges Exsudat (PS 15). Bei PS 1 und PS 3 konnten fibrinöse Beläge der Synovia gesehen werden. Makroskopisch waren keine ausgeprägten Veränderungen des Gelenkknorpels und der retropatellaren Knorpelschicht festzustellen, abgesehen von dem Präparat, bei dem eine massive Entzündung im Sinne eines Pyarthros diagnostiziert werden mußte. Auch die Menisken schienen weitgehend intakt und teilweise nur sehr mäßig degenerativ verändert. Lediglich bei einem Tier war der mediale Meniskus durch den Bohrvorgang verletzt worden.

Bei den Schafen war in beiden Fällen kein Erguß vorhanden, die Synovia war spiegelnd glatt, die Knorpelanteile ohne Anzeichen für Degenerationen (Tab. 7).

Tab. 7 Makroskopische Veränderungen am operierten Kniegelenk

| Gruppe (N=X) | I (9) | II (9) A(3) | B(3) | C(3) | III (6) | | IV (2) | Summe (N=26) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| kein Erguß | 5 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 13 |
| mäßiger Erguß | 4 | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 | | 12 |
| (davon braun-trüb gefärbt) | (2) | (1) | | (1) | (2) | (2) | | (8) |
| Fibrinauflagerungen Synovia | 2 | | | | | | | |
| Pyarthros | | | 1 | | | | | |

In den folgenden Beurteilungen muß das infizierte Gelenk unberücksichtigt bleiben, so daß noch 25 Tiere zur weiteren Auswertung verbleiben.

In 9 Fällen war bei den Hunden vor Beginn des Reiß - prüfversuchs die Prothese bereits gerissen. Dabei konnten 8 komplette und ein Teilriß (PS 6) gesehen werden. Dies entspricht insgesamt 36 %. Der Riß erfolgte in fast allen Fällen an den gelenkseitigen Eintrittsstellen der Prothese in die Bohrkanäle. (siehe Tab. 8). In einem Fall wurde die intakte Pro-

these bei der Präparation durchtrennt.

Die intakten Prothesen waren bis auf eine Ausnahme (PS 7) von einem weißlich schimmernden, bindegewebigen, spiegelnden Mantel umgeben, so daß sie in ihrer ursprünglichen Struktur nicht mehr erkennbar waren. Makroskopisch vermittelten sie den Eindruck eines originären vorderen Kreuzbandes. In fünf Fällen waren bindegewebige Begleitstrukturen neben der Prothese erkennbar, die teilweise der Präparation nicht standhielten.

Bei beiden Schafen zeigte sich eine intakte, vollständig bindegewebig eingescheidete Prothese.

Tab. 8 Makroskopische Beurteilung der Prothese und intravitale Rißlokalisation

| Gruppe (N=X) | I (9) | II (8) | | | III (6) | | IV (2) | Summe |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | A(3) | B(2) | C(3) | A(3) | B(3) | | N =25 |
| Prothese intakt (davon bindegewebig eingescheidet) | 5 (4) | 1 (1) | 2 (2) | 2 (2) | 1 (1) | 3 (3) | 2 (2) | 16 (15) |
| Prothese gerissen | 4 | 3 | | 1 | 2 | | | 10 |
| Gelenkeintritt Tibia | 3 | | | | 2 | | | 5 |
| Femur | 1 | 1 | | | | | | 2 |
| intramediär | | 1 | | 1 | | | | 2 |
| durchtrennt | | 1 | | | | | | 1 |

## 5.4. Reißprüfversuch

Von den 26 Versuchstieren konnte lediglich in 15 Fällen ein vollständiger Reißprüfversuch durchgeführt werden, dai bei 1o operierten keine intakte Prothese mehr vorlag, und in einem weiteren Fall durch einen Präparationsfehler die Prothese beschädigt wurde (Tab. 9).

Tab. 9 Ausfälle für den Reißprüfversuch

| Gruppe | n | intakte Prothese | ohne Begleitstruktur intravital gerissene Prothesen | mit Begleitstruktur intravital gerissene Prothese | Präparationsfehler | Summe der Ausfälle |
|---|---|---|---|---|---|---|
| I | 9 | 5 | 4 | 0 | 0 | 4 |
| II A | 3 | 0 | 1 | 1 | 1 | 3 |
| II B | 3 | 2 | 0 | 1 (Infektion) | 0 | 1 |
| II C | 3 | 2 | 0 | 1 | 0 | 1 |
| III A | 3 | 1 | 0 | 2 | 0 | 2 |
| III B | 3 | 3 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| IV | 2 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| Total | 26 | 15 | 5 | 5 | 1 | 11 |

Bei vier der oben genannten Präparate fand sich lediglich eine bindegewebige Begleitstruktur, die beim Test in der Prüfmaschine bei maximalen Werten von 3o - 7o N zerrissen.

Im weiteren bleiben diese Präparate unberücksichtigt.

Die Betrachung der Kraft-Dehnungs-Kurven der gesunden vorderen Kreuzbänder zeigte einen deutlich steileren Anstieg des Kurvenverlaufs als bei den Prothesen (Abb. 3 und 4).

Auch die Maximalkräfte (ultimate tensile strength), denen gesunde Kreuzbänder standhielten, lagen klar über den Werten für die Kreuzbandplastiken (abb. 5).

Abb. 3 Kraft-Verlängerungskurve eines nicht-operierten Präparates

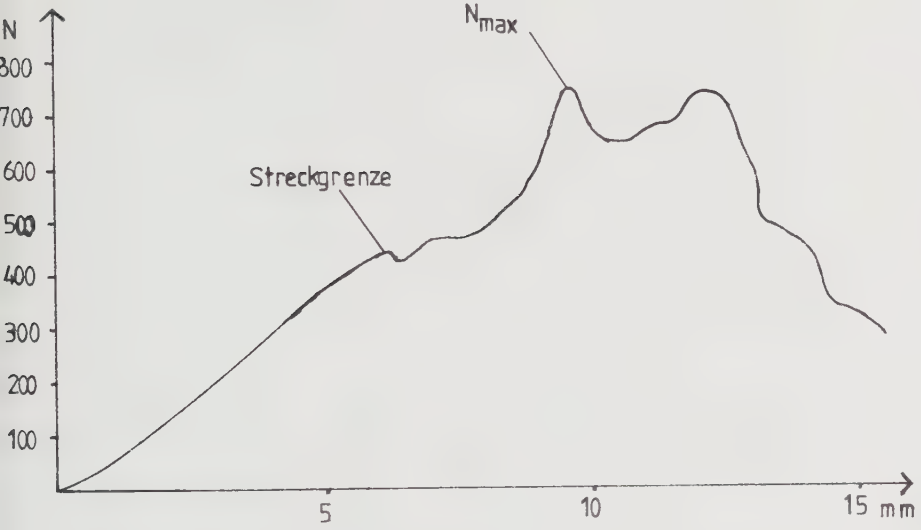



Abb. 4 Kraft-Verlängerungskurve eines operierten Präparates

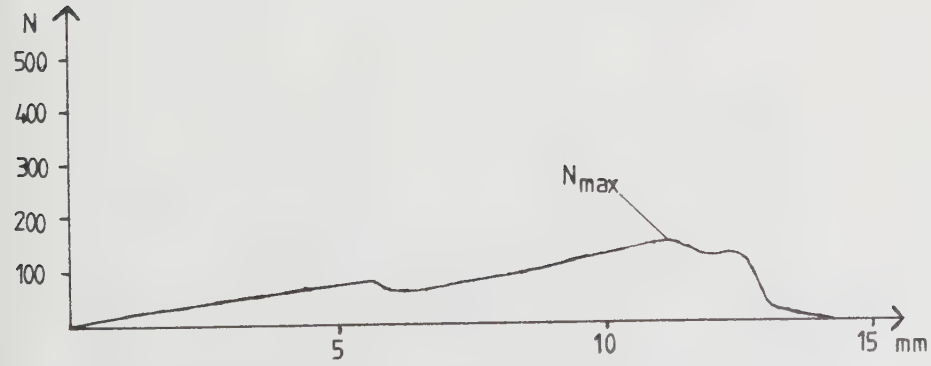
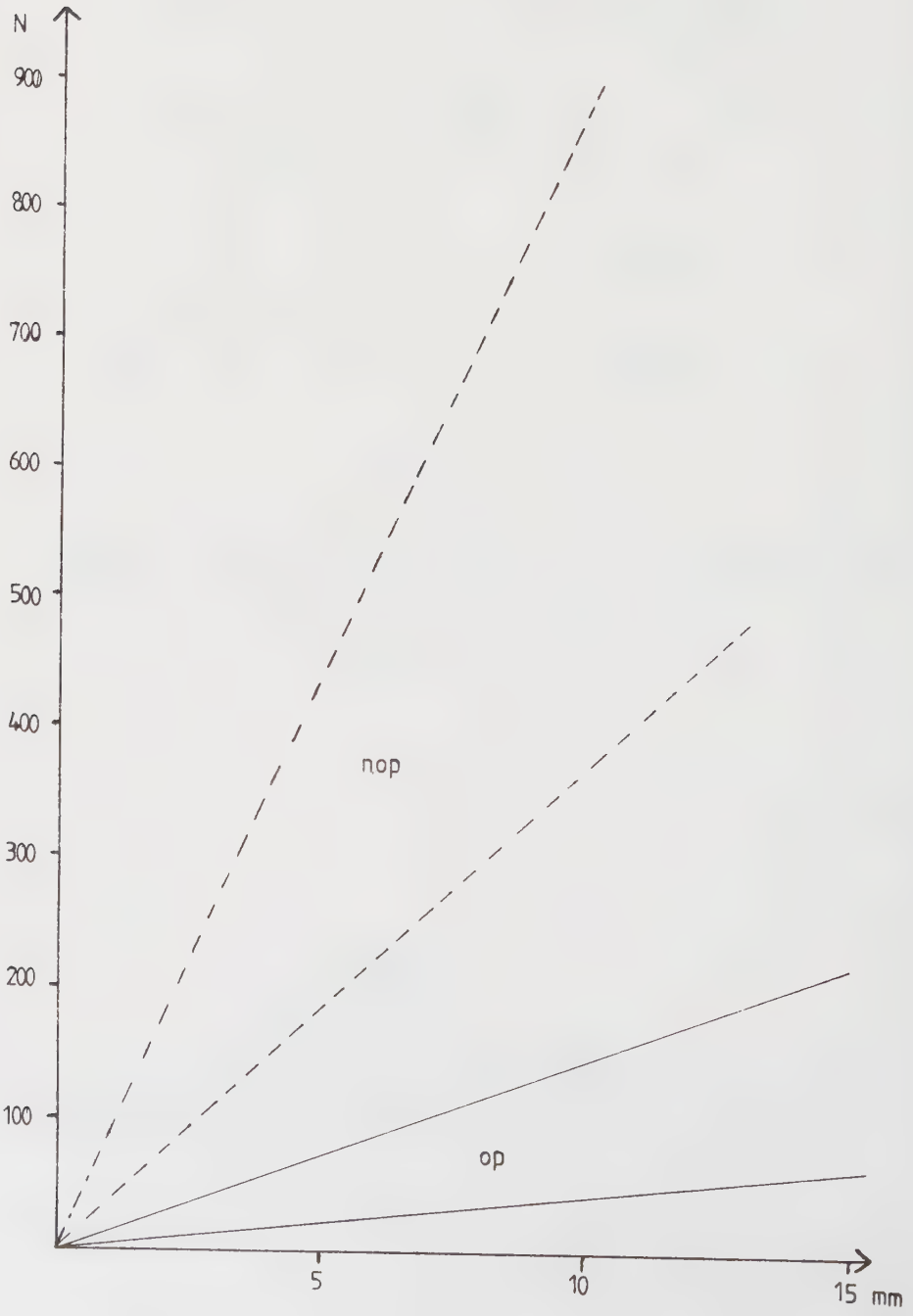


Abb. 5 Streuungskurve der Kraft - Verlängerungswerte



Während gesunde Kreuzbänder bis zu 9oo N erreichten, hielten die Prothesen nur bis zu 24o N stand. Im besten Falle erbrachte ein operiertes Kniegelenk 63 % der gesunden Seite (Tab. 1o).

Tab. 1o Maximalkräfte (ultimate tensile strength)

| Versuchstier | Nmax operiertes Knie | Nmax nicht operiertes Knie | Nmax / Nmax op non-op ( % ) |
|---|---|---|---|
| PS 2 | 12o | 895 | 13,4 |
| PS 4 | 35 | 515 | 6,8 |
| PS 7 | 55 | 23o | 23,9 |
| PS 8 | 7o | 33o | 21,2 |
| PS 9 | 145 | 48o | 3o,2 |
| PS 12 | 95 | 9oo | 1o,6 |
| PS 14 | 1o5 | 665 | 15,8 |
| PS 16 | 165 | 555 | 29,7 |
| PS 18 | 135 | 75o | 18,o |
| PS 19 | 19o | 64o | 29,7 |
| PS 22 | 19o | 615 | 3o,9 |
| PS 23 | 155 | 635 | 24,4 |
| PS 24 | 18o | 485 | 37,1 |
| PSs 1 | 24o | 38o | 63,2 |
| PSs 2 | 2oo | 49o | 4o,8 |
| Mittelwerte | 138,7 | 571 | 24,3 |

Tab. 11 Maximalkräfte gruppenbezogen

| Gruppe | n | Nmax op | Nmax nonop | Nmax op: Nmax nonop ( % ) | Mittelwert ( % ) |
|---|---|---|---|---|---|
| I | 5 | 35-12o | 23o-895 | 6,8-3o,2 | 17,3 |
| II A | 0 | -- | -- | -- | -- |
| II B | 2 | 135-165 | 555-75o | 18,o-29,7 | 23,o |
| II C | 2 | 95-1o5 | 665-9oo | 1o,6-15,8 | 12,8 |
| III A | 1 | 19o | 64o | 29,7 | 29,7 |
| III B | 3 | 155-19o | 485-635 | 24,4-37,1 | 3o,3 |
| IV | 2 | 2oo-24o | 38o-49o | 4o,8-63,2 | 5o,6 |
| Total | 15 | 35-24o | 23o-9oo | 6,8-63,2 | --- |

Berücksichtigt man bei welcher absoluten Verlängerung ( 1) der Kreuzbänder und Bandplastiken die Maximalkräfte erreicht wurden, so erhält man in beiden Gruppen ein ähnliches Bild.

Die operierten Kniegelenkspräparate hielten bei Verlängerungen von 6 - 53 mm der Maximalkraft stand; das Mittel lag bei19,8 mm.

Die Kreuzbänder lagen bei Werten zwischen 5 und 19 mm Verlängerung, was einem Mittelwert von 1o,1 mm entspricht (Tab. 13).

Tab. 12

Kreuzbandverlängerung bei Maximalkraft-
-gruppenbezogen-

| Gruppe | Mittelwerte l bei Nmax ( mm ) | |
|---|---|---|
| | op | nonop |
| I | 1o,o | 8,4 |
| II A | -- | -- |
| II B | 12,5 | 15,o |
| II C | 12,5 | 12,o |
| III A | 14,o | 9,o |
| III B | 38,o | 1o,o |
| IV | 35,o | 9,o |

Tab. 13 Kreuzbandverlängerung bei Maximalkraft

| Versuchstier | Verlängerung l (mm) bei N max | |
|---|---|---|
| | op | non op |
| PS 2 | 14 | 1o |
| PS 4 | 11 | 1o |
| PS 7 | 6 | 5 |
| PS 8 | 9 | 5 |
| PS 9 | 9 | 12 |
| PS 12 | 15 | 12 |
| PS 14 | 1o | 12 |
| PS 16 | 14 | 1o |
| PS 18 | 11 | 19 |
| PS 19 | 14 | 9 |
| PS 22 | 53 | 7 |
| PS 23 | 27 | 13 |
| PS 24 | 34 | 1o |
| PSs 1 | 53 | 9 |
| PSs 2 | 17 | 9 |
| Mittelwert | 19,8 | 1o,1 |

Da sowohl die Längen der Kreuzbandplastiken als auch der gesunden Kreuzbänder bei den einzelnen Versuchstieren nicht einheitlich war, wurde, um eine bessere Vergleichbarkeit zu erzielen, die Verlängerung ( $\Delta$ l) der Bänder auf deren Ausgangslänge ($l_o$) bezogen, womit man die

Dehnung ($\varepsilon$) erhält:

$$\text{Dehnung } (\%) = \frac{\text{Verlängerung } 1 \text{ (mm)}}{\text{Ausgangslänge } l_0 \text{ (mm)}}$$

$$\text{wobei } 1 = \frac{l_{papier} \times V_{maschine}}{V_{papier}}$$

Für die Kreuzbandplastiken wurde aufgrund der Ergebnisse der mirkoskopischen Untersuchung als Ausgangslänge nicht allein die Strecke im freien Verlauf durch die Gelenkhöhle verwandt, sondern hierzu noch die Strecken in beiden Knochenkanälen addiert. Die histologische Untersuchung hatte nämlich gezeigt, daß der Kontakt zwischen Prothese und knöchernem Bohrkanal nicht so eng und fest war, daß die Prothese in diesem Bereich keiner Dehnung ausgesetzt gewesen wäre. Nicht berücksichtigt wurden bei der Bestimmung $l_0$ der Prothesen jene kurze Strekken vom Austritt aus dem knöchernen Kanal bis zur Fixationsstelle.

Die Bestimmung der Ausgangslänge $l_0$ erfolgte mit Hilfe der Röntgenaufnahmen, also auf indirektem Weg. Gemessen wurde die Strecke von der Eminentia intercondylaris tibiae bis in den höchsten Punkt der Fossa intercondylaris femoris.

Da zu Beginn der Versuchsreihe keine Messungen der Bohr-

kanallängen durchgeführt worden waren, können die folgenden Auswertungen nur auf die Versuchstiere ab PS 11 bezogen werden. Wegen des hierdurch reduzierten Stichprobenumfangs schien eine fortgesetzte Untergliederung der Versuchstiere in Gruppen nicht mehr sinnvoll und wurde im folgenden nicht mehr vollzogen.

Die Bohrkanallänge im Femur lag durchschnittlich bei 25,8 mm (22 - 3o mm), die in der Tibia bei 21,o mm (14 - 24 mm). Tab. 14.

Tab. 14 Längen der Prothesen und vorderen Kreuzbänder

| Versuchstier | Länge d.vord. Kreuzbandes (mm) | Länge d.Prothese in d. freien Gelenkhöhle ( mm) | Bohrkanallängen (mm) | | Prothesenlänge (mm) |
|---|---|---|---|---|---|
| | | | Femur | Tibia | |
| PS 1 | 14 | -- | -- | -- | -- |
| PS 2 | 11 | 12 | -- | -- | -- |
| PS 3 | 12 | -- | -- | -- | -- |
| PS 4 | 12 | 12 | -- | -- | -- |
| PS 5 | 12 | -- | -- | -- | -- |
| PS 7 | 15 | 15 | -- | -- | -- |
| PS 8 | 15 | 15 | -- | -- | -- |
| PS 9 | 15 | 16 | -- | -- | -- |
| PS 1o | 15 | -- | -- | -- | -- |
| PS 11 | 1o | -- | -- | -- | -- |
| PS 12 | 12 | 12 | 3o | 24 | 66 |
| PS 13 | 13 | -- | -- | -- | -- |
| PS 14 | 12 | 13 | 3o | 2o | 63 |
| PS 15 | 11 | -- | -- | -- | -- |
| PS 16 | 1o | 12 | 24 | 18 | 54 |
| PS 17 | 12 | -- | -- | -- | -- |
| PS 18 | 14 | 15 | 26 | 24 | 65 |
| PS 19 | 11 | 12 | 26 | 22 | 6o |
| PS 2o | 12 | -- | -- | -- | -- |
| PS 21 | 12 | -- | -- | -- | -- |
| PS 22 | 12 | 13 | 26 | 2o | 59 |
| PS 23 | 15 | 15 | 26 | 24 | 65 |
| PS 24 | 16 | 17 | 22 | 14 | 53 |
| PSs 1 | 15 | 15 | 24 | 22 | 61 |
| PSs 2 | 11 | 11 | 24 | 22 | 57 |

Somit konnte aus der Ausgangslänge $l_o$ bzw. $l_{total}$ und der bereits dokumentierten absoluten Verlängerung ($\Delta l$) die Dehnung ($\varepsilon$) bei den maximalen Kraftwerten errechnet werden.

Die Rechnung ergab für die operierten Präparate einen Mittelwert von 41,7 % Dehnung. Bei den vorderen Kreuzbändern lag der Durchschnittswert, bei dem die Maximalkraft anlag, mit 79, o % deutlich höher.(Tab. 15).

Tab. 15 Verlängerungen und Dehnungen bei Maximalkraft

| Versuchstiere | Prothese | | | vorderes Kreuzband | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | l b.Nmax (mm) | $l_{total}$ (mm) | b.Nmax ( % ) | l b.Nmax (mm) | $l_o$ (mm) | bei Nmax ( % ) |
| PS 2 | 14 | -- | -- | 1o | 11 | 9o,9 |
| PS 4 | 11 | -- | -- | 1o | 12 | 83,3 |
| PS 7 | 6 | -- | -- | 5 | 15 | 33,3 |
| PS 8 | 9 | -- | -- | 5 | 15 | 33,3 |
| PS 9 | 9 | -- | -- | 12 | 15 | 8o,o |
| PS 12 | 15 | 66 | 27,7 | 12 | 12 | 1oo,o |
| PS 14 | 1o | 63 | 15,9 | 12 | 12 | 1oo,o |
| PS 16 | 14 | 54 | 26,o | 1o | 1o | 1oo,o |
| PS 18 | 11 | 65 | 16,9 | 19 | 14 | 135,7 |
| PS 19 | 14 | 6o | 23,3 | 9 | 11 | 81,8 |
| PS 22 | 53 | 59 | 89,8 | 7 | 12 | 58,3 |
| PS 23 | 27 | 65 | 41,5 | 13 | 15 | 86,7 |
| PS 24 | 34 | 53 | 64,2 | 1o | 16 | 62,5 |
| PSs 1 | 53 | 61 | 86,9 | 9 | 15 | 6o,o |
| PSs 2 | 17 | 57 | 29,8 | 9 | 11 | 81,8 |
| Mittelwert Hunde | 22,2 | 61 | 37,5 | 1o,3 | 13 | 8o,4 |
| Gesamt-Mittelwert | 24,8 | 6o | 41,7 | 1o,1 | 13 | 79,o |

Die Umkehr obiger Untersuchungen, also die Gegenüberstellung bestimmter Dehnungen und der gerade anliegenden Kraft ergab, daß bei Dehnungen von 1o % und 2o % auf die Prothesen fast immer eine höhere Last einwirkte, also auf die jeweiligen normalen Vergleichpräparate.

Bei 1o % Dehnung wirkte auf die Bandplastiken eine Kraft zwischen 45 und 11o N ($\bar{x}$ = 7o,o N) ein; auf die nicht operierten eine Kraft von 5 bis 7o N ($\bar{x}$ = 26,7 N).

Ausgehend von einer 2o %igen Dehnung ergaben sich für die operierten Präparate Kraftwerte zwischen 7o und 165 N ($\bar{x}$ = 118,3 N) und für die nicht operierten Gelenke zwischen 15 und 165 N ($\bar{x}$ = 8o,7).

Bei weiterer Dehnung verschob sich das Verhältnis zunehmend zugunsten der natürlichen Kreuzbänder. Die Plastiken waren zum Teil bereits bei 3o % Dehnung gerissen; ab 5o % Dehnung hielten die nicht operierten Kreuzbänder durchweg höheren Kraftwerten stand.

Tab. 16 Dehnung und jeweils anliegende Kräfte bei den Prothesen

| Kräfte (N) Dehnung (%) Versuchstiere | PS12 | PS14 | PS16 | PS18 | PS19 | PS22 | PS23 | PS24 | PSs1 | PSs2 | $\bar{x}$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1o | 45 | 5o | 6o | 7o | 11o | 7o | 6o | 8o | 95 | 6o | 7o,o |
| 2o | 85 | 7o | 16o | -- | 165 | 85 | 155 | 115 | 11o | 12o | 118,3 |
| 3o | 6o | -- | 13o | -- | 8o | 115 | 115 | 85 | 1o5 | 19o | 11o,o |
| 4o | -- | -- | 12o | -- | 12o | 135 | 14o | 12o | 12o | 11o | 123,6 |
| 5o | -- | -- | -- | -- | -- | 95 | 13o | 135 | 16o | -- | 13o,o |

Tab. 17 Dehnung und jeweils anliegende Kräfte bei den vorderen Kreuzbändern

| Kräfte (N) / Dehnung (%) | PS 2 | PS 4 | PS 7 | PS 8 | PS 9 | PS12 | PS14 | PS16 | PS18 | PS19 | PS22 | PS23 | PS24 | PSs1 | PSs2 | $\bar{x}$ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1o | 5 | 3o | 1o | 3o | 35 | 1o | 3o | 5 | 4o | 3o | 3o | 35 | 7o | 1o | 3o | 26,7 |
| 2o | 2o | 6o | 11o | 165 | 14o | 25 | 6o | 15 | 9o | 8o | 1oo | 8o | 11o | 55 | 1oo | 8o,7 |
| 3o | 14o | 14o | 215 | 29o | 3oo | 15o | 12o | 45 | 125 | 14o | 3o5 | 165 | 18o | 135 | 13o | 172,o |
| 4o | 2oo | 2oo | 2o5 | 3oo | 45o | 22o | 19o | 8o | 2oo | 22o | 41o | 275 | 23o | 2oo | 17o | 236,7 |
| 5o | 26o | 26o | 115 | 17o | 44o | 33o | 28o | 13o | 245 | 3oo | 49o | 37o | 34o | 25o | 21o | 279,3 |

Die Streckgrenze (yield-point), also jener Punkt, von dem ab die elastische (reversible) Verformung in eine plastische (irreversible) übergeht, konnte für die gesunden Kreuzbänder als ein erster plateauförmiges Kraftmaximum gefunden werden.

Dieses wurde nach steilem Kurvenverlauf - manchmal von hörbaren Teilrissen des Bandes begleitet - erreicht. Anschließend erfolgte nach kurzem Abfall der Kurve ein erneuter Anstieg, der das erste Maximum übertraf. Dieser Vorgang wiederholte sich in eingen Fällen mehrmals. (Abb. 3).

Der yield-point für die Plastiken ist wegen des flachen Kurvenverlaufs nicht bestimmbar.(Abb. 4).

Für die nicht operierten Präparate wurde die Streckgrenze zwischen 1oo und 64o N ($\bar{x}$ = 341 N) gefunden. Hierbei waren die Kreuzbänder zwischen 3 und 11 mm ($\bar{x}$ = 6,3 mm) verlängert. Das bedeutet unter Verwendung der Ausgangslänge $l_0$, daß die Streckgrenze bei Dehnungen von 2o bis 81,8 % ($\bar{x}$ = 49,3 %) vorgefunden wurde. (Tab. 18).

Tab. 18 Streckgrenze (yield-point) der vorderen Kreuzbänder

| Versuchstier | Kraft (N) | Verlängerung (mm) | Ausgangs-länge (mm) | Dehnung (%) |
|---|---|---|---|---|
| PS 2 | 21o | 4 | 11 | 36,4 |
| PS 4 | 26o | 6 | 12 | 5o,o |
| PS 7 | 11o | 3 | 15 | 2o,o |
| PS 8 | 17o | 3 | 15 | 2o,o |
| PS 9 | 45o | 6 | 15 | 4o,o |
| PS 12 | 15o | 4 | 12 | 33,3 |
| PS 14 | 1oo | 3 | 12 | 25,o |
| PS 16 | 16o | 6 | 1o | 6o,o |
| PS 18 | 49o | 7 | 14 | 5o,o |
| PS 19 | 64o | 9 | 11 | 81,8 |
| PS 22 | 61o | 7 | 12 | 58,3 |
| PS 23 | 58o | 11 | 15 | 73,3 |
| PS 24 | 48o | 1o | 16 | 46,6 |
| PSs 1 | 24o | 7 | 15 | 46,6 |
| PSs 2 | 47o | 9 | 11 | 81,8 |
| Mittelwert | 341 | 6,3 | 13 | 49,3 |

Die Risse der 15 in der Reißprüfmaschine getesteten Kreuzbandplastiken waren überwiegend im tibialen Verankerungsbereich lokalisiert. In sieben Fällen rutschte die Prothese aus dem tibialen Knochenkanal. Ein echter Riß an der tibialen Verankerung trat bei vier Präparaten auf. Jeweils zweimal wurden intermediäre Risse am tibialen Bohrkanalrand beobachtet.
(Tab. 19).

Tab. 19 Rißlokalisationen im Reißprüfversuch

| Rißlokalisation | | n | % | Versuchstier |
|---|---|---|---|---|
| Bereich Tibia | echter Riß Verankerung | 4 | 26,7 | PS 22, 23, 24, s1 |
| | echter Riß Bohrkanalrand | 2 | 13,3 | PS 14, 18 |
| | Rutschen | 7 | 46,7 | PS 2,4,7,8,9,12,s2 |
| echter Riß intermediär=Gelenkhöhle | | 2 | 13,3 | PS 16, 19 |
| Bereich Femur | | - | -- | -- |
| Gesamt | | 15 | 100 | |

## 5.5. Histologie

Die histologische Auswertung ergab folgende Ergebnisse:

1. Bindegewebe

In allen Präparaten zeigte sich, daß kollagenes Bindegewebe in das Lumen der Prothese sowohl in den Bohrkanälen als auch in der freien Gelenkstrecke eingewachsen war. Bei Betrachtung der Prothese in ihrem gesamten Verlauf konnten die kollagenen Bindegewebsfasern in 42 Schnittebenen als ausschließlich dicht befundet werden. In 2o Schnittebenen gab es vorwiegend mitteldichte Anteile. Lockere Anteile konnten zwar in einzelnen Schnitten bei drei Präparaten gesehen werden, sie kennzeichneten jedoch nicht den Charakter des Bindegewebes im gesamten Prothesenverlauf.

Erwähnenswert ist, daß in den intraartikulären Prothesenanteilen ausschließlich dieses, kollagenes Bindegewebe zu sehen war.

In allen Präparaten fand sich eine Ausrichtung der kollagenen Fasern entlang der Prothesenachse. Dies traf sowohl für die Bohrkanäle als auch für die intraartikulären Anteile zu.

Die Anzahl der Fibrozyten konnte in 44 Schnittebenen als spärlich, in neun als mäßig und in zehn Schnittebenen als zahlreich bezeichnet werden.

Eine Gesamtübersicht über die Menge des Bindegewebes, bezogen auf die Gruppen I bis IV sowie die beurteilten Schnittebenen, zeigt die folgende Tabelle. (Tab. 2o).

Tab. 2o Quantitative Beurteilung des Bindegewebswachstums

| Gruppe | Grad | Bohrkanal Femur | Bohrkanal Tibia | intraartikuläre Prothese |
|---|---|---|---|---|
| I | *** | 4 | 5 | 5 |
| | ** | 3 | 3 | - |
| | * | 1 | - | - |
| II A | *** | 2 | 1 | - |
| | ** | 1 | 2 | - |
| | * | - | - | - |
| B | *** | 1 | 2 | - |
| | ** | - | - | - |
| | * | 1 | - | - |
| C | *** | 3 | 3 | 1 |
| | ** | - | - | 1 |
| | * | - | - | - |
| III A | *** | - | - | 2 |
| | ** | 2 | 3 | - |
| | * | 1 | - | - |
| B | *** | 1 | 1 | 3 |
| | ** | 1 | 1 | - |
| | * | 1 | 1 | - |
| IV | *** | 1 | - | 2 |
| | ** | - | - | - |
| | * | 1 | 2 | - |

Eine Übersicht über die Qualitätsmerkmale des Bindegewebes, d.h. Dichte der Fasern, Anzahl der Fibrozyten und Ausrichtung entlang der Prothesenachse zeigt die nächste Tabelle (21).

Tabelle 21 Merkmale des Bindegewebes

| Gruppe (N=Schnittebenen) | Fasern | | | Fibrozyten | | | Ausrichtung entlang Prothesenachse |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | dicht | mittel | locker | wenig | mittel | zellreich | |
| I (N=21) | 14 | 7 | - | 15 | 4 | 2 | 21 |
| II | | | | | | | |
| A (N=6) | 4 | 2 | - | 5 | - | 1 | 6 |
| B (N=4) | 3 | 1 | - | 2 | 2 | - | 2 |
| C (N=8) | 8 | - | - | 5 | 3 | - | 6 |
| III | | | | | | | |
| A (N=8) | 2 | 6 | - | 8 | - | - | 1 |
| B (N=9) | 5 | 4 | - | 9 | - | - | 5 |
| IV (N=6) | 6 | - | - | - | - | 6 | 4 |
| Summe (N=62) | 42 | 2o | - | 44 | 9 | 9 | 45 |

In allen beurteilten Präparaten war die Prothese in den Knochenkanälen von kollagenem Bindegewebe eingescheidet, das sowohl die Qualitäten als auch die Zugrichtung des in der Prothese liegenden Bindegewebes aufwies. Auch der intraartikuläre Anteil der Prothese zeigte eine bindegewebige Einscheidung und war ohne Ausnahme von parallelfaserigen kollagenen Fasern umgeben.

Bei elf Hunden und der Gruppe I fand sich eine sehr ausgeprägte Ausrichtung der Fasern zwischen Prothese und Bohrkanalwand bei ausgesprochen dichtem, parallelfaserigem, kollagenem Bindegewebe mit zum Teil in die Prothese einstrahlenden Fasern.

Die in der Gruppe II B verwandten Streckersehnen waren nur noch in Anteilen zu erkennen und zeigten Übergänge in neugebildetes Bindegewebe.

2. Vaskularisation und Kapillarsprossung

In der Beurteilung der Vaskularisation der Prothese konnte festgestellt werden, daß in allen N = 24 Tieren mit insgesamt 62 Schnittebenen Blutgefäße zu sehen waren. Alle Schnitte der intraartikulären Prothesenanteile wiesen vaskularisiertes Bindegewebe auf.

Eine Übersicht über das Ausmaß der Vaskularisation in Bohrkanälen und gelenküberbrückender Strecke, den Gruppen zugeordnet, zeigt die folgende Tabelle. (Tab. 22).

Tab. 22 Vaskularisation

| Gruppe (N=Schnitt-ebenen) | Grad | Bohrkanal Femur | Bohrkanal Tibia | intraartrikulärer Prothesenanteil |
|---|---|---|---|---|
| I | *** | 2 | 2 | 2 |
| (N=21) | ** | 2 | 2 | 1 |
| | * | 4 | 4 | 2 |
| II A (N=6) | *** | 1 | 1 | - |
| | ** | 1 | 1 | - |
| | * | 1 | 1 | - |
| B (N=4) | *** | 1 | - | - |
| | ** | - | - | - |
| | * | 1 | 2 | - |
| C (N=8) | *** | - | - | - |
| | ** | 1 | 1 | - |
| | * | 2 | 2 | 2 |
| III A (N=8) | *** | - | - | - |
| | ** | - | 2 | - |
| | * | 3 | 1 | 2 |
| B (N=9) | *** | - | 1 | 1 |
| | ** | 1 | 1 | 2 |
| | * | 2 | 1 | - |
| IV (N=6) | *** | - | - | 1 |
| | ** | 1 | 1 | 1 |
| | * | 1 | 1 | - |
| Summe (N=62) | *** | 4 | 4 | 4 |
| | ** | 6 | 8 | 4 |
| | * | 14 | 12 | 6 |

Kapillarsprossungen waren bei insgesamt 15 Tieren zu sehen. Hierbei insgesamt dreimal im femuralen, neunmal im tibialen Bohrkanal sowie achtmal in der freien Gelenkstrecke. In den Bohrkanälen wuchsen die Kapillaren von der Bohrkanalwand in das Prothesenlumen ein.

Im intraartikulären Prothesenanteil waren Kapillaren sowohl im Lumen als auch in dem die Prothese umgebenden Bindegewebe zu sehen.

Einen Überblick über die Kapillarsprossung zeigt Tabelle 23.

Tab. 23 Kapillarsprossung

| Gruppe | Bohrkanal Femur | Bohrkanal Tibia | intraartikulärer Prothesenanteil | insgesamt bei x Tieren |
|---|---|---|---|---|
| I | 1 | 3 | 2 | 4 |
| II A | - | 2 | - | 2 |
| B | - | 1 | - | 1 |
| C | - | - | 1 | 1 |
| III A | 1 | - | 1 | 2 |
| B | - | 1 | 2 | 3 |
| IV | 1 | 2 | 2 | 2 |
| Summe | 3 | 9 | 8 | 15 |

3. Fremdkörperreaktion

Eine Fremdkörperreaktion, die Dacronprothese umgebend, war bei allen Tieren in allen Schnittebenen in einem Ausmaß zu sehen, das insgesamt als mäßig beurteilt werden konnte. Die Fremkörperreaktionen waren charakterisiert durch reichlich kollagenes Bindegewebe, in das Epitheloid- und Fremdkörperriesenzellen eingebettet waren. Zeichen für floride Entzündungen oder frische Exsudationen konnten in diesen Bezriken nicht bzw. nicht mehr nachgewiesen werden.

Einen Überblick über das Ausmaß der Fremdkörperreaktion, bezogen auf die Gruppeneinteilung, gibt die folgende Tabelle. Erklärend muß bemerkt werden, daß in dieser Tabelle die beobachteten Fremdkörperreaktionen aller Schnittebenen zusammengefaßt wurden.

Tabelle 24 Fremdkörperreaktionen

| Gruppe | *** | ** | * | 0 | n = 62 Schnittebenen |
|---|---|---|---|---|---|
| I | 3 | 6 | 11 | 1 | 21 |
| II A | - | 3 | 3 | - | 6 |
| B | - | 1 | 3 | - | 4 |
| C | 1 | 3 | 4 | - | 8 |
| III A | - | 1 | 7 | - | 8 |
| B | - | 1 | 8 | - | 9 |
| IV | - | 3 | 3 | - | 6 |
| Summe | 4 | 18 | 39 | 1 | 62 |

4. Verankerung und Rißlokalisationen

DieVerankerung der Prothese im Knochenkanal wurde für Tibia und Femur getrennt beurteilt. Es zeigte sich, daß die Verankerungscharakteristika in den tibialen und femuralen Bohrkanälen jeweils übereinstimmten, sofern die Prothese in den beurteilten Längsschnitten vorhanden war.

In keinem Präparat war eine direkte Verbindung zwischen der Dacron-Prothese und dem Knochenkanal zu sehen. Zwischen Bohrkanal und Prothese befand sich in allen Fällen eine Schicht kollagenen Bindegewebes, das längs der Prothesenachse ausgerichtet war.

Zu unterscheiden waren glatte, unscharfe und mit knöchernen Spiculae durchsetzte Verankerungen. Bei der glatten Verankerung lag die Bindegewebsschicht nahtlos der Prothese und dem Knochenkanal an, ohne daß Verbindungen bestanden, die lichtmikroskopisch gesehen werden konnten. Als "unscharf" wurde die Verankerung bezeichnet, wenn vereinzelt Bindegewebsfasern in das Lumen der Prothese einstrahlten und somit ihre ursprüngliche Struktur veränderten bzw. einzelne Dacron-Fasern auseinanderdrängten. Vereinzelt sah man hier auch Bindegewebsfasern, die in die knöchernen Strukturen des Borhkanals abscherten.

Als knöcherne Spiculae wurden knöcherne Strukturen bezeichnet, die ohne regelmäßige Anordnung durch das längsgerichtete Bindegewebe auf die Prothesenwand zuragten. Teilweise wurde die Prothese von solchen Spiculae durchbohrt.

In einem Fall - PS 1 - fand sich die Prothese in den Bohrkanälen knöchern durchbaut.

In einigen Präparaten existierten die unterschiedlichen Verankerungscharakteristika nebeneinander, wie der folgenden Tabelle zu entnehmen ist. (Tab. 25).

Tabelle 25 Verankerungscharakteristika

| Gruppe | Lokalisation | glatt | unscharf | knöcherne Spiculae | gemischt |
|---|---|---|---|---|---|
| I (N=8) | Femur | 3 | 2 | 1 | 2 |
| | Tibia | 3 | - | 1 | 4 |
| II A (N=3) | Femur | 2 | 1 | - | - |
| | Tibia | 2 | 1 | - | - |
| B (N=2) | Femur | 2 | - | - | - |
| | Tibia | 2 | - | - | - |
| C (N=3) | Femur | 1 | - | 2 | - |
| | Tibia | 1 | - | 1 | 1 |
| III A (N=3) | Femur | - | 1 | 1 | 1 |
| | Tibia | 1 | 1 | - | 1 |
| B (N=3) | Femur | 1 | - | 1 | - |
| | Tibia | - | 1 | - | 1 |
| IV (N=2) | Femur | 2 | - | - | - |
| | Tibia | 1 | 1 | - | - |
| Summe | Femur | 11 | 4 | 5 | 3 |
| | Tibia | 1o | 4 | 2 | 7 |

Die Rißlokalisation im Bohrkanal konnte in zehn Fällen, in denen die Prothese aus ihrer Tibia- bzw. Femurverankerung im Rahmen der Reißprüfung gerissen wurde, bestimmt werden. Sie war in allen Präparaten zwischen der Prothese und deren bindegewebiger Umkleidung lokalisiert, niemals zwischen Bindegewebe und Knochen.

5. Entzündungen, Knorpel- und Knochenmetaplasien und degenerative Veränderungen.

Entzündungszeichen wurden im Rahmen der histologischen Auswertung bei sechs Hunden gesehen. In zwei Fällen entsprach die Entzündung einer Synovitis, die sich bei einem Hund im floriden Stadium befand. Bei den anderen Tieren sah man geringgradig ausgeprägte fibrinöse Entzündungen.

Bei vier Tieren konnten entzündliche Veränderungen im Prothesenbereich selbst festgestellt werden, die in einem Fall stark, bei drei Hunden aber nur sehr gering ausgeprägt waren.

Bei zwölf Tieren sah man im Prothesenbindegewebe Knorpel- und Knochenmetaplasien, die bei drei Tieren nebeneinander existierten. Dabei handelte es sich um kleine Knochen- oder Knorpelinseln, die vereinzelt im bindegewebigen Lumen der Prothese lagen.

Acht Tiere zeigten leichte Fibrininsudationen. Bei fünf Tieren war das Bindegewebe streckenweise hyalinisiert. Periostale Fibrosen im Bereich des Bohrkanals waren bei fünf Hunden zu sehen. In zwei Fällen zeigten sich im Prothesenbereich myxoide Verquellungen.

Tabelle 26 Entzündungszeichen, Knorpel- und Knochenmetaplasien, degenerative Veränderungen

| Gruppe | I | II A | II B | II C | III A | III B | IV | Summe |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Entzündungszeichen | 4 | - | - | - | 2 | - | - | 6 |
| Knorpelmetaplasie | - | 1 | - | 1 | 4 | 4 | 1 | 11 |
| Knochenmetaplasie | 3 | 1 | - | 1 | 2 | 2 | - | 9 |
| Fibrininsudation | 2 | - | - | 1 | 2 | 2 | 1 | 8 |
| myxoide Verquellung | - | - | - | 1 | 1 | - | - | 2 |
| periostale Fibrose | | | | | | | | |
| Hyalinisierung | 2 | 1 | - | 1 | 2 | - | - | 6 |

# TEIL D

# DISKUSSION

## 1. Allgemeines

Zielsetzung dieser Pilotstudie war die Erprobung einer Dacron-Gefäßprothese getränkt mit homologem Fibrinkleber als Ersatz des vorderen Kreuzbandes in einer tierexperimentellen Untersuchunsreihe. Für eine ausstehende Hauptstudie sollten hierdurch erste Erfahrungen und Tendenzen erarbeitet werden.

Was den Kreuzbandersatz mit Dacron anbetrifft, so liegen hier bereits eine Reihe tierexperimenteller Untersuchungen vor (GUPTA und BRINKER 1969; RUBIN, MARSHALL und WANG 1975; MEYERS und Mitarb. 1979; TREMBLEY und Mitarb. 198o). Hinzu kommen erste klinische Verwendungen von Dacron (TRILLAT 1976).

Da die Berwertungskriterien und die Untersuchungsmethoden der o.g. Arbeiten nicht in vollem Umfange mit denen dieser Arbeit vergleichbar sind, wird eine Gegenüberstellung nur punktuell möglich sein. Daneben werden, wo es sich anbietet, auch die Ergebnisse anderer Autoren, die nicht Dacron verwandten, aufgezeigt.

## 6.2. Funktionelle Prüfung

Die funktionelle Prüfung wurde am vom Muskelmantel befreiten Sektionspräparat durchgeführt, trifft also Aussagen über die passive ( = arthrogene ) Beweglichkeit des operierten Kniegelenks. Funktionseinbußen durch Muskelbeeinträchtigungen ( = aktive Beweglichkeit ) infolge der unterschiedlichen Ruhigstellungsmethoden wurden somit nicht erfaßt und sind aufgrund der mangelnden Kooperationsfähigkeit der Versuchstiere schwer prüfbar.

Aufgrund der verschiedenen Ruhigstellungsmethoden wurde auch auf die Überprüfung des Gangbildes verzichtet. Wie auch andere Untersuchungen (RUBIN, MARSHALL, WANG 1975) am Hund mit Alloplastiken zeigten, ergab sich keine sichere Korrelation zwischen dem erhobenen funktionellen Befund und dem makroskopischen Zustand der Prothese. (Tab. 4 und 7). In der hier diskutierten Studie ließen zudem die methodisch bedingten Unterschiede bezüglich der Ruhigstellung eine solche Korrelation kaum zu.

Ohne passive Bewegungseinschränkung waren sowohl Tiere, deren Prothesen intravital bereits gerissen war (PS 13, 17, 21), als auch solche, die eine relativ hohe Festigkeit aufwiesen. Diese Feststellungen treffen auch für Hunde mit mittelgradiger und hoher Bewegungseinschränkung zu.

Auch kann keine Abhängigkeit zwischen funktionellem Befund einerseits und Überlebenszeit und Gewicht andererseits festgestellt werden. Ebenso scheinen die unterschiedlichen Ruhigstellungsmethoden auf die passive Beweglichkeit keinen Einfluß zu haben.

Vergleiche mit dem röntgenologisch ausgemessenen vorderen Schubladenzeichen ergeben ebenfalls keine Möglichkeit der Zuordnung. Präparate mit geringer passiver Beweglichkeit weisen zum einen eine geringe, zum anderen eine stark ausgeprägte vordere Schublade auf.

## 6.3. Röntgen

Bei der Auswertung der angefertigten Röntgenaufnahmen wurden in neun Fällen Zeichen einer Gonarthrose festgestellt.

Eien Gonarthrose Grad II trat bei dem Versuchstier (PS 15), bei dem sich eine Pyarthros ausgebildet hatte, auf. Zwei der unter Gonarthrose Grad I eingestuften Versuchstiere entsprachen Tieren mit einer überdurchschnittlich langen Überlebenszeit. Sie wiesen beide eine Überlebenszeit von 16o postoperativen Tagen auf gegenüber 67 Tagen des Durchschnitts.

Die übrigen sechs Gonarthrosen Grad I hatten als gemeinsames Merkmal, daß sie durch Achillessehnenresektion,

z. T. nach Ruhigstellung mittels Fixateur externe, immobilisiert worden waren.

Das der Verlust des vorderen Kreuzbandes zu einer proliferativen und degenerativen Arthritis mit marginalen und in der Area intercondylaris befindlichen Osteophyten führt, beschrieben RUBIN, MARSHALL (1975). Auch WIRTH (1978 fand in Verbindung mit Bandrupturen und Lockerungen der Verankerung gehäuftes Auftreten von Arthrosen.

In unserer Arbeit wurden - wohl auch bedingt durch den kurzen Beobachtungszeitraum - bei neun intravitalen Rissen der Bandplastik in fünf Fällen eine Gonarthrose festgestellt.

Das Ausmaß der vorderen Schublade wurde bei den intravital gerissenen Plastiken mit 8,9 mm gegenüber 4,7 mm bei den nicht gerissenen gefunden. Hier ist ein Vergleich mit anderen Arbeiten nicht möglich, da unsere Werte - im Gegensatz zu anderen Autoren - Differenzwerte zwischen operierten und nichtoperierten Gelenken sind.

## 6.4. Makroskoischer Befund

Bei der makroskopischen Inspektion der operierten Kniegelenke konnten lediglich in einem Fall - PS 15- Anzeichen für eine massivere eitrige Entzündung ge-

sehen werden. Dieser Hund hatte bereits postoperativ einen eitrigen Kniegelenkserguß entwickelt, so daß es sich um eine operationsbedingte Komplikation bzw. Infektion gehandelt haben dürfte. Ähnliche Studien mit vergleichbaren Materialien (RUBIN, MARSHALL, WANG 1975, SAIDI, BEAUCHAMP, LAURIN 1976, MEYERS, GRANA, LESKER 1979, GUPTA, BRINKER 1979) berichten über sieben bis 7o % makroskopisch sichtbare entzündliche Veränderungen bei vergleichbaren Überlebenszeiten ihrer Versuchstiere.

Bei zwei Hunden fanden sich massivere fibrotische Veränderungen im Bereich der Synovialmembran. Diese beiden Tiere, PS 1 und PS 3, waren die Hunde mit der längsten Überlebenszeit. Beide Prothesen sind intravital gerissen. Zwar kann der Zeitpunkt der Risse retrospektiv nicht bestimmt werden, es ist jedoch anzunehmen, daß diese Veränderungen aufgrund der relativ lang andauernden Instabilität bei insuffizientem vorderen Kreuzband und voller Belastungsfähigkeit - Gruppe I - entstanden sind.

Das Phänomen der fibrotischen Synovialhypertrophie wird in den Studien von BUTLER 1964, RUBIN, MARSHALL, WANG 1975 und GUPTA, BRINKER 1979 mit hoher Frequenz und unabhängig vom Überlebenszeitraum beschrieben, der zwischen 2 und 36 Monaten betrug. In dieser Studie konnten bei den Tieren, die durchschnittlich 67

Tage überlebt haben, keine solchen Hypertrophien gesehen werden, auch wenn das Band intravital gerissen war.

Ergußbildungen und serosanguinöse Veränderungen der Synovia konnten in allen oben angeführten Studien beobachtet werden. In dieser Studie (Tab. 7) fand sich bei 12 von 26 Tieren ein Erguß, der in acht Fällen serosanguinösen Charakter hatte und mit stellenweisen Verfärbungen der Synovia einherging. Erosive Veränderungen der Synovialmembran fanden sich makroskopisch nicht. Die insgesamt recht mäßigen Ergußbildungen fanden sich zu gleichen Teilen bei Tieren, deren Prothese intravital gerissen war ( 7 von 11 ) und bei Tieren, deren Prothese im Reißprüfversuch eine relativ hohe Festigkeit aufwies. (5 von 12). Eine Zuordnung zum Zustand der Prothese läßt sich für diesen Parameter nicht treffen.

Auch gab es bezüglich der Ergußbildung keine signifikanten Unterschiede, die den Versuchsgruppen bzw. Ruhigstellungsmethoden zugeordnet werden könnten. Betrachtet man die Ergußbildung als Zeichen eines unspezifischen, chronischen Reizzustandes, so kann anhand der in dieser Studie gewonnenen Daten (Tab. 7) nicht geklärt werden, warum sich in einigen Fällen ein Erguß entwickelte, in den anderen nicht.

Auch kann eine eindeutige Korrelation zwischen intravital gerissener Kreuzbandplastik und degenerativen Veränderungen sowie Zeichen chronischer Reizzustände, wie sie RUBIN, MARSHALL, WANG 1975 festgestellt haben, hier nicht gefunden werden.

MEYERS, GRANA, LESKER berichten 1979 von einer experimentellen Studie mit Dacron bei Hunden, in der sie feststellten, daß die Zellzahl der Kniegelenksergüsse bei intakter Prothese nach 6 bis 8 Wochen maximal war, nach 2o Wochen jedoch nur noch gering erhöht war.

Da die Überlebenszeiten in unserer Studie ca. 7 bis 1o Wochen betrugen, fand die Sektion zum Zeitpunkt dieser maximalen Ergußbildung statt. Eine Rückbildung könnte zumindest bei intakten Bändern bei längerer Überlebenszeit erwartet werden.

Wie aus Tabelle 8 ersichtlich, waren von 16 intakten Prothesen isngesamt 15 vollständig mit einer weißlichglänzenden Bindegewebsschicht eingescheidet und vermittelten makroskopisch den Eindruck eines regenerierten vorderen Kreuzbandes. Sie zeigten makroskopisch keine degenerativen oder entzündlichen Veränderungen.

Die möglichen Ursachen der intravitalen Risse der Prothesen werden in der Diskussion des mechanischen Teils besprochen. Über den Zeitpunkt dieser Risse

kann retrospektiv keine Aussage gemacht werden. Wie aus Tabelle 8 ersichtlich, sind diese intravitalen Risse mit Ausnahme der Gruppe III B und IV in allen Gruppen erfolgt. Bei den Hunden der Gruppe III B kann die Intaktheit der Prothese sicherlich auf die primäre, vollständige Ruhigstellung des operierten Kniegelenks durch den Fixateur externe zurückgeführt werden. Hierdurch wurde die Reibung der empfindlichen Prothesenstrukturen an den gelenkseitigen Knochenkanaleintrittsstellen vermieden.

Bei den Schafen, deren Knochen- und Knorpelstrukturen ohnehin wesentlich zarter sind, kann die Intaktheit der Prothese durch ihre im Vergleich zum Hund geringere Bewegung und der damit verbundenen Vermeidung von Traumen an diesen Schwachstellen bedingt sein.

## 6.5. Reißprüfversuch

Als Ergebnis des mechanischen Verhaltens der als Kreuzbandersatz verwandten Kombination von Dacron-Gefäßprothesen und homologem Fibrinkleber zeigte sich, daß eine durch eingewachsenes Bindegewebe erwartete Verstärkung der Dacron-Prothese nicht erreicht werden konnte.

Von 26 untersuchten Versuchstieren traten in zehn Fällen, das sind 38,5 %, intravitale Risse der Prothesen auf, und eine Prothese wurde bei der Präparation versehentlich durchtrennt; somit verbleiben 15 Kniegelenkspräparate.

Der Zeitpunkt, wann diese Risse auftraten, ließ sich im Nachhinein nicht mehr ermitteln. Andere Autoren, z. B. GUPTA (1969) berichteten sogar über 7o % intravitale Risse bei Dacron. Die Arbeit von RUBIN, MARSHALL 1975 lag mit 16 Ausfällen von 27 Versuchstieren ebenfalls über 5o %. Eine dritte Studie mit verschiedenen Dacron-Prothesen von MEYERS (1979) hatte von 11 Versuchstieren 6 intravitale Risse und eine ausgefranste Prothese. EMERY (196o) beschrieb, daß von neun Prothesen fünf intravital ausgefranst waren.

Dies scheint nicht mit der Höhe der Bruchlast der einzelnen Bandplastiken zusammenzuhängen, sondern ist wohl eher ein Problem der Reibung der Prothesen an scharfen Knochenkanten.

Die in Vorversuchen ermittelten Bruchlasten von nicht implantierten 8-mm-Dacron-Prothesen lagen im unteren Bereich dessen, was andere Autoren für ihre alloplastischen Bänder angaben (Tab. 27).

Tabelle 27 Bruchlast alloplastischer Bandplastiken

| Autor | verwandtes Material | Bruchlast |
|---|---|---|
| JAMES 1979 | Nomex/Teflon/Proplast | 1565,6 N |
| GUPTA 1969 | Dacron geflochten mit Silokon-gummi beschichtet | 14 kg (= 137,3 N) |
| MEYERS 1979 | Dacron 4 mm gedoppelt | 2o,5 kg (= 2o1 N) |
| KENNEDY 198o | geflochtenes Polypropylen + Lig. patellae | 29,5 kg (= 289,3 N) |
| MEYERS 1979 | Dacron 6 mm gewebt | 34,2 kg (= 335,4 N) |
| EMERY 196o | Teflonschlauch 8 mm gewebt | 115 lb (= 511 N) |
| BURRI 198o | Kohlenstoff | 434,3 ± 122 N und 583 ± 125 N |
| SAIDI 1976 | Ti-Cron 6-fach | 287 N |
| | Tevdek 3-fach | 552 N |
| | Ethicon | 353 N |
| | Draht | bis 1214 N |
| EIGENE ERGEBNISSE | Dacron-Velours-Prothese 8 mm gestrickt | 23o N |

Bei dieser Übersicht ist zu berücksichtigen, daß unterschiedliche Reißgeschwindigkeiten angewandt wurden, so daß die Ergebnisse nicht ganz vergleichbar sind. Dies zeigte KENNEDY 1976, der bei schnellerer Dehnung durchweg höhere Bruchlasten und auch Streckgrenzen ermittelte als bei langsamerer Dehnung.

Ausgehend von 23o N Bruchlast für die von uns verwendete 8-mm-Dacron-Prothese mußte festgestellt werden, daß dieser Wert von den intakten Prothesen nur in einem Fall übertroffen wurde. Im Mittel versagten die Bandplastiken bei 138,7 N. Das bedeutet einerseits, daß histologisch nachgewiesenes Bindegewebe keine mechanische Verstärkung der Prothese erbracht hat und zum andern, daß eine Schwächung der Prothese bzw. des ganzen Systems Knochen/Prothese/Knochen intravital stattgefunden haben mußte. Vor allem das gehäufte Auftreten von Rissen an der tibialen Verankerung bzw. das Herausziehen der Bandplastik aus dem tibialen Bohrkanal ließ vermuten, daß am gelenkfernen Austritt der Prothese aus dem Knochenkanal die mechanische Beanspruchung zur Traumatisierung der Bandplastik geführt haben mußte.

RUBIN/MARSHALL (1975) berichteten ebenfalls über ausschließliches Auftreten von Rissen an den Austrittsstellen aus dem Knochen, weil scharfe Knochenkanten an den Bohrlöchern zu Verletzungen der Bandplastik geführt hatten.

Zum andern war zu berücksichtigen, daß der tibiale Bohrkanal um durchschnittlich 5 mm kürzer als der femorale war (Tab. 14). Dies bedeutet eine geringere Haftfläche zwischen Prothese, Bindegewebe und Knochen.

Hierbei war vor allem die Verbindung zwischen Prothese und Bindegewebe nicht belastbar genug, so daß es zwischen diesen beiden Komponenten zur Trennung beim Ausriß kam.

Aussagen über den Wert des Fibrinklebers für die mechanischen Eigenschaften ließen sich nicht erarbeiten, da von den drei zur Kontrolle ohne Fibrinkleber ersetzten Plastiken eine intravital riß. Hier muß eine folgende Hauptstudie nähere Aufschlüsse bringen.

Keinen positiven Effekt hatten die zusätzlich implantierten autologen Sehnenanteile. Sie unterschieden sich von den anderen Bandplastiken dadurch, daß sie die niedrigsten Bruchlasten zeigten.

Hingegen erbrachte die Anwendung der 8-mm-Dacron-Prothese bessere mechanische Ergebnisse als die 4-mm-Prothese. Dies sowohl im Reißprüfversuch, als auch im Hinblick auf intravitale Risse.

Aussagen über die Auswirkungen, die durch verschiedene Ruhigstellungsart und -dauer bzw. die Überlebenszeit der Versuchstiere bedingt waren, ließen sich nicht herausarbeiten. Auffällig war lediglich, daß die Immobilisation mittels Fixateur externe zumindest so suffizient war, daß keine

intravitalen Risse zu verzeichnen waren. Der Reißprüfversuch zeigte außer bei den Schafen den zweitbesten Wert in der Bruchlast mit durchschnittlich 175 N oder 3o,3 % der Gegenseite bei einer Dehnung von 65 %.

Der Vergleich zwischen Schrauben und Naht als Befestigungsmethoden der Prothese erbrachte deutlich bessere Festigkeitswerte für die Schraubenverankerung. Dies, obwohl die Prothese für die Fixation mit der Schraube durch eine Stichinzision in ihrer Struktur verletzt werden mußte.

Bemerkenswert war auch die Tatsache, daß mit zunehmender Zahl der Versuchstiere die Ergebnisse besser wurden, was sich wahrscheinlich in einer sich stets verbessernden Operationstechnik begründete (Tab. 1o).

Erwartungsgemäß besser waren die Resultate der beiden Schafe im Vergleich zu den Hunden. Hierzu dürfte geführt haben, daß die Hunde aufgrund ihrer ausgeprägten Lebhaftigkeit die Prothese stärker belasteten als die eher ruhigen Schafe.

Der Vergleich zwischen implantierten und nicht implantierten Dacron-Prothese erbrachte im Rißverhalten abgesehen von der höheren Bruchlast keine signifikanten Unterschiede. Gleich war auch der sanfte Anstieg der

Kraft-Dehnungs-Kurve. Insofern konnte keine Veränderung des Verhaltens der Dacron-Prothesen durch eingewachsenes Bindegewebe festgestellt werden.

Die Gegenüberstellung der Verlängerung bzw. Dehnung von operierten und nicht operierten Kreuzbändern ist kritisch zu betrachten. Die Bestimmung der Längenzunahme der Kreuzbänder erfolgte aufgrund der Mitschriften des Synchronschreibers während des Reißprüfversuchs. Für die Dehnung benötigte man jedoch die Ausgangslänge der Kreuzbänder. Diese wurde jedoch nicht direkt bestimmt, sondern anhand der Röntgenbilder ermittelt, so daß diesen Messungen keine allzu große Genauigkeit zuzubilligen war. Im übrigen wurde bei den Prothesen als Ausgangslänge sowohl der freie Verlauf in der Gelenkhöhle als auch der in den Knochenkanälen genommen, weil wegen des Rißverhaltens (Herausrutschen der Prothese aus dem tibialen Bohrkanal und Riß aus der tibialen Schraubenverankerung) und der Gefügestörung im mikroskopischen Befund von einer Dehnung bzw. Lastaufnahme über die ganze Strecke ausgegangen werden muß.

Nicht auszuschließen war jedoch, daß eine derartige Längenzunahme nur im tibialen Bohrkanal stattgefunden hatte, während die Prothese im Femur nicht elongiert wurde. In diesem Falle hätte man von einer Ausgangslänge ausgehen müssen. Somit erschien

es wenig sinnvoll, weitere Schlüsse aus den Kraft-Dehnungs-Kurven und den daraus folgenden Auswertungen zu ziehen.

Der Vergleich dieser Arbeit mit ähnlichen Studien ist schwierig, da die Versuchsanordnungen und Parameter von Autor zu Autor zu stark variieren.

## 6.6. Histologie

Die histologischen Untersuchungen erfolgten insbesondere im Hinblick auf die Frage, ob die Kombination von Dacron - Gefäßprothese und homologem Fibrinkleber imstande ist, eine Bindegewebsneubildung mit adäquater Gefäßversorgung in der freien, gelenküberbrückenden Strecke zu ermöglichen.

Daß alloplastische Materialen in der Lage sind, die Bildung von Ersatzgewebe im Knochenkanal selbst zuzulassen bzw. zu induzieren, haben zahlreiche Studien über den vorderen Kreuzbandersatz gezeigt. (RUBIN, MARSHALL, WANG 1975, MEYERS, GRANA, LESKER 1979, NEUGEBAUER, CLAES 1979). Problematisch war jedoch beim Bandersatz bislang die Gewebsneubildung in der gelenküberbrückenden Strecke. (EMERY,

ROSTRUP 1960, VAUGHAN 1964, GUPTA, BRINKER 1969, RUBIN, MARSHALL, WANG 1975, SAIDI, BEAUCHAMP 1976).

Betrachtet man die Bindegewebsneubildung im Knochenkanal im Sinne einer Defektheilung mit Granulationsgewebsbildung, Kapillareinsprossung und Differenzierung von ortsständigen Zellen und Blutzellen in Bindegewebszellen (SANDRITTER, BENEKE 1974), so erscheint die Gewebsneubildung in und um die Prothese in der freien Gelenkstrecke mangels ortsständigen Gewebes und primär fehlender Blutversorgung problematisch. In dieser Studie wurde daher der homologe Fibrinkleber verwandt, in der Annahme, daß er in der Lage sein könnte, Kapillareinsprossungen und Zellimigration vom Knochenkanal her in den freien Bandanteilen zu erleichtern und zu beschleunigen.

Die histologische Beurteilung erfolgte mehr beschreibend als vergleichend. Sie ergab ein insgesamt sehr homogenes Bild. Signifikante Unterschiede, die einzelnen Gruppen betreffend, konnten aus bereits genannten Gründen nicht herausgearbeitet werden.

Die histologische Bindegewebsbeurteilung zusammenfassend kann festgestellt werden, daß sich bei allen Tieren kollagenes, parallelfaseriges Binde-

gewebe im gesamten Prothesenverlauf gebildet hat. Das Bindegewebe war überwiegend dicht, die Anzahl der Fibrozyten spärlich. Lediglich bei einigen Tieren der Gruppen III A und III B, die vollständig ruhiggestellt waren, fanden sich lockere Bindegewebsanteile. (Tab. 2o, Tab. 21). Bei den 14 gewonnenen Präparaten aus der freien Gelenkstrecke fand sich ausschließlich dichtes, parallelfaseriges Bindegewebe mit ausreichender Vaskularisierung. Von den zwei Hunden, bei denen kein Fibrinkleber appliziert wurde, konnte kein Material aus der freien Gelenkstrecke gewonnen werden. Ob das Gindegewebswachstum im Gelenkanteil dem Fibrinkleber zugeschrieben werden kann, kann somit nicht sicher belegt werden und bedarf einer größeren Kontrollgruppe.

Bei der Bindegewebsbeurteilung fiel auf, daß in allen Präparaten eine Ausrichtung der kollagenen Fasern entlang der Prothesenachse bestand. (Tab. 21). Diese Ausrichtung war auch bei den Tieren vorhanden, deren Prothese bereits intravital gerissen bzw. aus dem Bohrkanal gerutscht war. Da der Zeitpunkt der Läsionen nicht bestimmt werden konnte, blieb fraglich, ob diese Ausrichtung bei anfänglicher Intaktheit des

Bandes und damit verbundenem Wachstumsreiz entstanden ist oder ob die Textur der Prothese das Wachstum der kollagenen Fasern in eine bestimmte Richtung induziert.

In 12 Präparaten der Gruppen I und II fand sich eine ausgeprägte randständige Zugrichtung der Bindegewebsfasern zwischen Prothese und Bohrkanalwand. Diese Zugrichtung fand sich demnach nur in den Gruppen, die nicht vollständig ruhiggestellt waren. Daraus kann gefolgert werden, daß die Belastung einen entsprechenden Wachstumsreiz entlang der Prothese bewirkt hat. Betrachtet man nämlich den Vorgang der physiologischen Bindegewebsdifferenzierung, bei dem die Ausrichtung der Kollagenstrukturen in Bändern und Sehnen unter dem Einfluß von Zugkräften geschieht (LEONHARDT 1976), so liegt es nahe, dies für die hier gesehenen Ausrichtungen der kollagenen Fasern ebenfalls anzunehmen, auch wenn diese Zugkräfte bei den bereits intravital gerissenen Bändern nur minimal waren bzw. nur für kurze Zeit bestanden haben.

Die Vaskularisation der Prothese und des umgebenden Bindegewebes erschien bei allen Tieren ausreichend und über alle Prothesenanteile gleichmäßig verteilt. (Tab. 22). Kapillarsprossungen

fanden sich in 2o Präparaten ebenfalls in allen Anteilen. (Tab. 23).

Da Kapillarsprossungen Zeichen für eine Bildung jungen Bindegewebes sind (SANDRITTER, BENEKE 1974), kann festgestellt werden, daß nach einer durchschnittlichen Überlebenszeit von 67 Tagen noch Ein- und Umbauvorgänge stattfinden. Die vollständige Differenzierung des Gewebes ist noch nicht abgeschlossen.

Wie aus Tabelle 24 zu entnehmen ist, wiesen alle Präparate eine insgesamt sehr mäßige Fremdkörperreaktion auf. Aus der Gefäßchirurgie ist bekannt, daß sich insbesondere Dacron durch eine weitgehend reaktionslose Einheilung ausgezeichnet und Fremdkörperreaktionen relativ seltene Vorkommnisse sind. (VOLLMAR 1975). Chemisch inerte bzw. inaktive Fremdkörper können aber durch mechanische Reize zu Fremdkörperreaktionen führen. (EDER, GEDIGK 1977). Diese Reaktionen verlaufen wenig lebhaft und ohne entzündliche Veränderungen ab. Da auch andere Studien über den Bandersatz mit Hilfe von Dacron über solche Reaktionen berichten (GUPTA, BRINKER 1969, RUBIN, MARSHALL, WANG 1975, MEYERS, GRANA, LESKER 1979), scheint diese Reaktion des umgebenden Gewebes auf die Prothese

auf der stärkeren mechanischen Reizung zu beruhen.

Die Verankerung der Prothese im Knochenkanal (Tab. 25) zeigte hinsichtlich der Versuchsgruppen ebenfalls keine signifikanten Unterschiede. Erstrebenswert, die Verankerung betreffend, wäre ein völliger knöcherner Durchbau der Prothese im Knochenkanal. Damit würden die natürlichen Gegebenheiten am ehesten nachgeahmt und die Prothese in ihrem Knochenkanalverlauf stabilisiert. Aus der Studie von RUBIN, MARSHALL, WANG 1975, die auf die Problematik der Verankerung näher eingeht, geht hervor, daß nach längeren Beobachtungszeiträumen - bis zu 12 Monaten - sowohl ausdifferenzierte Knochenbildung um Faserbündel als auch Knochenwachstum um einzelne Dacron-Fasern stattgefunden hat.

MEYERS, GRANA, LESKER 1979 berichten nach einer Überlebenszeit von 42 Tagen über fibrocartilaginäre Umwandlungen, nach 7o Tagen über Knocheninseln zwischen Prothese und Bohrkanalwand.

NEUGEBAUER, CLAES 1978 stellen nach 9o Tagen einzelne, von neugebildetem Knochen eingescheidete C-Filamente fest.

Der knöcheren Umbau erfordert demnach einen langen Zeitraum. Bei einer durchschnittlichen Überlebenszeit von 67 Tagen in dieser Studie entsprechen knöcherne Spiculae und knöcherner Durchbau einzelner Fasern im Vergleich mit den o.g. Studien durchaus dem Intervall und lassen erwarten, daß der knöcherne Umbau bei längeren Überlebenszeiträumen (z.B. PS 1) fortschreitet.

Zeichen für Entzündungen waren histologisch bei insgesamt sechs Tieren zu sehen, darunter bei dem Hund, der bereits postoperativ ein PYarthros entwickelt hatte und bei der Auswertung unberücksichtigt blieb. (Tab. 26). Die entzündlichen Veränderungen entsprachen in den übrigen fünf Fällen geringgradigen Synovitiden sowie mäßigen Entzündungen in der Prothese selbst und im femuralen Bohrkanal. Solche Veränderungen sind Anzeichen chronischer Reizzustände wie sie bei instabilen Kniegelenken vorkommen. So konnte auch hier festgestellt werden, daß in vier der fünf Fälle es sich um Tiere handelte, bei denen die Prothese bereits intravital gerissen war.

Insgesamt waren die Entzündungen so gering ausgeprägt, daß sie makroskopisch nicht erkennbar waren und somit keine Veranlassung gaben, die entsprechenden Tiere aus der Studie herauszunehmen.

Als Metaplasie bezeichnet man die Umwandlung eines differenzierten Gewebes in ein anderes differenziertes Gewebe. (SANDRITTER, BENEKE 1974, EDER, GEDIGK 1977).

Bei elf Hunden kamen im Prothesenlumen Knorpel- und Knochenmetaplasien vor. Im Binde- und Stützgewebe sind solche Fehldifferenzierungen häufig, ohne daß ihre Ursache immer ausreichend erklärt werden kann. Knochenbildung am falschen Ort ist z.B. von der Myositis ossificans bekannt, für die traumatische Muskelschädigungen verantwortlich gemacht werden. (EDER, GEDIGK). Eine solche Umdifferenzierung durch große Beanspruchung wäre auch im Prothesenbereich denkbar. Den Knochenkanal betrachtend, könnte man diskutieren, ob es sich nicht um Einbauvorgänge handelt, die sich im Anfangsstadium befinden und unter anderem von der großen Elastizität der Prothese gestört wurden. Letztlich läßt sich die Ursache der Metaplasien jedoch nicht klären und sie müssen zumindest in der freien Gelenkstrecke als Fehlregenerate betrachtet werden, die vorkommen.

Zeichen der Bindegewebsdegeneration sind Oedeme, Fibrosen, Hyalinisierungen, fibrinoide Verquellung und muscoide Degeneration. Die Art der Degeneration hängt von der Pathogenese im einzelnen ab. (EDER, GEDIGK).

Degeneration erfolgt in erster Linie durch Alterungsvorgänge oder durch Veränderungen der Transitstrecke. (SIEGENTHALER 1979).

Die o.g. Anzeichen für Degenerationen konnten vereinzelt in einigen Präparaten gefunden werden. (Tab. 26).

Ein Bezug zur Überlebenszeit oder einer Versuchsmodifikation ergab sich nicht. Ebenso war eine bevorzugte Lokalisation nicht zu beobachten.

## TEIL E

### Zusammenfassung

In einer tierexperimentellen Pilotstudie wurde die Eignung von Dacron-Gefäßprothesen getränkt mit homologem Fibrinkleber als Ersatz des vorderen Kreuzbandes untersucht.

Dazu wurde bei 24 Hunden und zwei Schafen das vordere Kreuzband reseziert und plastisch ersetzt.

Untersucht wurden Dacron-Prothese von 4 mm und 8 mm Durchmesser, in drei Fällen wurde der Fibrinkleber nicht angewandt und in drei weiteren Fällen wurden neben dem Fibrinkleber noch autologe Sehnentransplantate in die Prothese eingebracht.

Die Fixation der Bandplastik erfolgte in neun Fällen durch Naht und im übrigen mittels Schrauben.

Zur Immobilisation wurden folgende Verfahren angewandt:
Zellstoff und elastische Binden, Achillotomie und Baycast-Schiene, Achillessehnenresektion, Fixateur externe.

Die Einheilungsvorgänge der Bandplastiken wurde nach durchschnittlich 67 Tagen funktionell,röntge - nologisch, makroskopisch und mikroskopisch im Vergleich zum nicht-operierten Kniegelenk untersucht.

In der funktionellen Prüfung wurden die Bewegungsumfänge der Kniegelenkspräparate nach der Neutral-Null-Methode gemessen.
Die Röntgenuntersuchung diente der Bestimmung der Arhtrosegrade und der Ausmessung der vorderen Schublade.
Bei der Erhebung des makroskopischen Befundes wurde der Zustand der Prothese überprüft und auf Gelenkerguß sowie Knorpelveränderungen geachtet.

Die mechanische Untersuchung in der Reißprüfmaschine diente der Bestimmung der Bruchlasten, der Streckgrenzen, der Erstellung von Kraft-Verlängerungskurven und der Dokumentation des Kraft-Dehnungsverhaltens.

In der histologischen Begutachtung wurden mittels verschiedener Färbemethoden die Bindegewebsqualität und -quantität, die Vaskularisation, die Kapillarsprossung, die Fremdkörperreaktion, Entzündungszeichen, degenerative Veränderungen und die Beschaffenheit der Prothesenverankerung untersucht.

Für die ausstehende Hauptstudie konnten durch diese Arbeit erste Ergebnisse und Erfahrungen erarbeitet werden. Endgültige Aussagen zur Eignung der Kombination von Dacron-Gefäß-Prothesen und homologem Fibrinkleber als Bandersatz müssen der Hauptstudie überlassen werden.

TEIL F

Literaturliste

1 AUGUSTUNE R W (1956)

The unstable knee. Amer J Surg 92:38o

2 BLAZINA M E (1978a)

Prothetic ligaments-Indications. In : SCHULITZ K P, KRAHL H, STEIN W H (1978) Late reconstructions of injured ligaments of the knee. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1o9

3 BLAZINA M E (1978b)

Biomechanic discussion of the polyflex ligament. In: SCHULITZ K P, KRAHL H, STEIN W H (1978). Late reconstructions of injured ligaments of the knee. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 22

4 BÖHLER N, BÖSCH P, SANDBACH G, SCHLAG G, ESCHBERGER J, SCHMID L (1977)

Der Einfluß von homologem Fibrin auf die Osteotomieheilung beim Kaninchen. Mschr Unfallheilk 8o:5o1

5 BRÜCKNER H (1966)

Eine neue Methode der Kreuzbandplastik. Chirurg 37:413

6 BRUHN H D, CHRISTOPHERS E, POHL J, SCHOEL G (198o)

Regulation der Fibroblastenproliferation durch Fibrinogen/Fibrin, Fibronectin und Faktor XIII. In: SCHIMPF K (Hrsg) (198o) Fibrinogen, Fibrin und Fibrinkleber. Schattauer, Stuttgart, 217

7 BURRI C (198o)

Grundlagen des Kniebandersatzes durch Kohlenstoff. Mschr Unfallheilk 83:2o8

8 BUTLER H C (1964)

Teflon as a prothetic ligament in repair of ruptured anterior cruciate ligament. Am J Vet Res 25, 1o4:55

9 CHIROFF R T (1975)

Experimental replacement of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg Am 57:1124

1o CHO K O (1975)

Reconstruction of the anterior cruciate ligament by semitendinosus tenodesis. J Bone Joint Surg Am 57:6o8

11 COTTA H, DREYER J (1967)

Zur Diagnostik und Therapie der Kniebinnenverletzungen. Dtsch Med. J 18:153

12 COTTA H, KRAHL H (1978)

Das verletzte Kniegelenk des Sportlers - moderne diagnostische und therapeutische Verfahren. Dtsch Ärztebl 15:879

13 DUSPIVA W, BLÜMEL G, HAAS-DENK S, WRIEDT-LÜBBE I (1977)

Eine neue Methode der Anastomosierung durchtrennter peripherer Nerven. Chirurg Forum 1977.94. Kongress der Dtsch Ges f Chirurgie, München 1977. Langenbecks Archiv für Chirurgie, 1oo

14 ECKERSBERGER F, HOLLE J, WOLNER E, NAVRATIL J, LINDNER A (198o)

Fibrin adhesive human-liquid and fibrin-adhesive human-lyophilized for hemostasis in open heart surgery. In: SCHIMPF K (Hrsg) (198o) Fibrinogen, Fibrin und Fibrinkleber. Schattauer, Stuttgart, 285

15 EDER M, GEDIGK P (1977)

Lehrbuch der Allgemeinen Pathologie und der Pathologischen Anatomie. Springer, Berlin, Hamburg, New York. 3o.Aufl

16 EMERY M A, ROSTRUP O (196o)

Repair of the anterior cruciate ligaments with 8 mm tube teflon in dogs. Canad J Surg 4:111

17 FAIRBANK T J (1948)

Kneejoint changes after meniscectomy.
J Bone Joint Surg 3o B:664

18 FAVRE M (1959)

Le traitement des laxités articulaires
chriniques posttraumatiques du genou.
Rev Chir Orthop 45:189

19 FELDKAMP G, PRALL W-D, BÜHLER G,
JUNGHANNS K (1977)

Unfälle mit motorisierten Zweirädern -
Epidemiologie, Klinik, Schutzmöglich-
keiten - Eine retrospektive und pro-
spektive Studie. Unfallheilk 8o:1

2o GUPTA B N, BRINKER W O (1969)

Anterior cruciate ligament prothesis
in the dog. J Amer Vet Med Ass 154, 9:1o57

21 HARTEL W (1981)

Lungenparenchymabdichtung mit Hilfe von
Fibrinkleber nach Lungenresektionen.
Med Welt 32, 46:1749

22 HERTEL P (198o)

Verletzung und Spannung von Kniebändern.
Hefte Unfallheilk 142:78

23 HEY GROVERS E W (192o)

The crucial ligaments of the knee joint: Their function, rupture, and the operative treatment of the same.
Brit J surg 7:5o5

24 HUGHSTON J C, EILERS A F (1973)

The role of the posterior oblique ligament in the repair of acute medial (collateral) ligament tears of the knee.
J Bone Joint Surg Am 55:923

25 HUGHSTON J C, ANDREWS J R, CROSS H J, MOSCHI A (1976)

Classification of the knee ligament instabilities. Patr I. The medial compartment and cruciate ligaments. J Bone Joint Surg Am 58:159

26 JÄGER M, WIRTH C J (1978)

Kapselbandläsionen. Biomechanik, Diagnostik und Therapie. Thieme, Stuttgart

27 JAMES S L, WOODS G W, HOMSY C A, PREWITT J M, SLOCUM D B (1979)

Cruciate ligament stents in reconstruction of the unstable knee. Clin Orthop 143:9o

28 JENKINS H R (1978)

The repair of cruciate ligaments with flexible carbon fibre. J Bone Joint Surg 6o B:52o

29 JENKINS H R, MC KIBBIN B (198o)

The role of flexible carbon-fibre implants as tendon and ligament substitutes in clinical practice. J Bone Joint Surg 62 B: 497

3o JONES K G (1963)

Reconstruction of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg Am 45:925

31 JUDET J, JUDET R, CLERIN J-P (1961)

Ligamentoplastie du genou à la peau conservée. J Chir Paris 82:3o1

32 KENNEDY J C, HAWKINS R J, WILLIS R B, DANYLCHUK K D (1976a)

Tension studies of human knee ligaments. J Bone Joint Surg Am 58:35o

33 KENNEDY J D, WILLIS R B (1976b)

Synthetic cruciate ligaments - preliminary report -. J Bone Joint Surg 58 B:142

34 KRAHL H, SCHULITZ K P (198o)

In: JÄGER M, MACKENBROCH M H, REFIOR H J (hrsg) (198o) Osteosynthese, Endoprothetik und Biomechanik der Gelenke. Thieme, Stuttgart, 161.

35 KRÖMER K (1963)

Zur operativen Behandlung des Seitenbandrisses des Kniegelenks.
Chirurg 34:3o1

36 LAM S J S (1968)

Reconstruction of the anterior cruciate ligament using the Jones Procedure and its guy hospital modification.
J Bone Joint Surg Am 5o:1213

37 LEONHARDT H (1974)

Histologie, Zytologie und Mikroanatomie des Menschen. Thieme, Stuttgart.
4. Aufl.

38 LINDEMANN K (195o)

Über den plastischen Ersatz der Kreuzbänder durch gestielte Sehnenverpflanzungen. Z Orthop 79:316

39 MACINTOSH D L, DARBY T A(1976)

Lateral substitution reconstruction.
J Bone Joint Surg 58 B:142

40 MARSHALL J L (1976)

Prothetic cruciate ligaments: Where do we stand? Orthop Nurses Assoc J 3:37

41 MEYERS J F, GRANA W A, LESKER P A (1979)

Reconstruction of the anterior cruciate ligament in the dog. Amer J of Sports Med 7:85

42 MÜLLER J, WILLENEGGER H, SCHUSTER K (197o)

Autologe Cutisplastik bei Spätschäden von Seiten der Bänder (Seitenband, Kreuzband) Z Unfallmed Berufkr 63:23

43 MÜLLER W (198o)

Allgemeine Diagnostik und Soforttherapie bei Bandverletzungen am Kniegelenk. Mschr Unfallheilk 83:389

44 MUHR G, WAGNER M (1981)

Kapsel-Band-Verletzungen des Kniegelenks. Springer, Berlin, Heidelber, New York

45 NEUGEBAUER R, CLAES L, HELBING G, WOLTER D (198o)

Der Kreuzbandersatz durch Kohlenstoffasern. Hefte Unfallheilk 148:259

46 NICHOLAS J A (1973)

The five-one reconstruction for anteriomedial instability of the knee. Bone Joint Surg Am 55:899

47 NIEDERECKER K (1954)

Behandlung der Kreuzbandverletzungen und des Schlotterknies. Verh Dtsch Orthop Ges 42:227

48 NOWAK W, SENST W (1968)

Die Patellafraktur als Folge des Auto- oder Motorradunfalls. Mschr Unfallheilk 71:548

49 NOWOTNY C, WUTKA P (1968)

Anwendung von Fibrinkleber zur Blutstillung nach Zahnextraktionen bei Patienten mit angeborenen und erworbenen Gerinnungsstörungen. In: SCHIMPF K (Hrsg) (198o) Fibrinogen, Fibrin und Fibrinkleber. Schattauer, Stuttgart, 285

5o NOYES F R, DE LUCAS J, TORVIK P J (1974)

Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: An analysis of strainrate sensivity and mechanism of failure in primates. J Bone Joint Surg Am 56:236

51 O'DONOGHUE D H (195o)

Surgical treatment of fresh injuries to the major ligaments of the knee. J Bone Joint Surg Am 32:721

52 O'DONOGHUE D H (1955)

An analysis of and results of surgical treatment of major injuries to the ligaments of the knee. J Bone Joint Surg Am 37:1

53 O'DONOGHUE D H (1963)

A method for replacement of the anterior cruciate ligament of the knee. J Bone Joint Surg Am 45:9o5

54 RAUCHENWALD K, URLESBERGER H, HENNING K, BRAUN F, SPÄNGLER H P, HOLLE J (1976)

Anwendung eines Fibrinklebers bei Operationen am Nierenparenchym. Akt Urolog 7:2o9

55 RICKLIN P (1977)

The treatment of fresh ligamentous lesions of the knee. In: CHAPCHAL G (Hrsg) (1977) Injuries of the ligaments and their repair. Thieme, Stuttgart.

56 RUBIN R M, MARSHALL J L, WANG J (1975)

Prevention of knee instability. Clin Orthop 113:212

57 RUPP G, STERNBERGER A (1978)

Versorgung frischer Achillessehnen-rupturen mit resorbierbarem Nahtmaterial und Fibrinkleber.
Med Welt 29, 19: 796

58 SAIDI K, BEAUCHAMP P, LAURIN C A (1976)

Prosthetic replacement of the anterior cruciate ligaments in dogs.
Canad J Surg 59:547

59 SANDRITTER W, BENEKE G (1974)

Allgemeine Pathologie.
Schattauer, Stuttgart, New York. 1. Aufl

6o SIEGENTHALER W (1979)

Klinische Pathophysiologie.
Thieme, Stuttgart. 4. Aufl

61 SLOCUM D B, LARSON R L (1968)

Pes anserinus transplantation.
J Bone Joint Surg Am 5o:226

62 SLOCUM D B, LARSON R L, JAMES S L (1974)

Late reconstruction of ligamentous injuries of the medial compartment of the knee.
Clin Orthop 1oo:23

63 SLOCUM D B, JAMES S L, LARSON R L, SINGER K M (1976)

Clinical test for anterolateral rotatory instability of the knee.
Clin Orthop 118:63

64 SPÄNGLER H P (1976)

Gewebeklebung und lokale Blutstillung mit Fibrinogen, Thrombin und Blutgerinnungsfaktor XIII.
Wien, klin Wschr 88,4:1

65 STEINBRÜCK K, KRAHL H (1976)

Wintersportverletzungen am Sprunggelenk und Unterschenkel. Dtsch Ärztebl 53:3399

66 STERNEMANN H O, VOORHOEVE A (1973)

Die Kreuzbandplastiken des KNiegelenkes.
Arch orthop Unfallchir 74:329

67 TAPPER E M, HOOVER N W (1969)

Late results after meniscectomy.
J Bone Soint Surg Am 51:517

68 TREMBLAY G R, LAURIN C A, DROVIN G (198o)

The challenge of prothetic cruciate ligament replacements.
Clin Orthop 147:88

69 TRILLAT A, FICAT P (1972)

Laxités post-traumatiques du genou.
Rev Chir Orthop 58, 132

7o TRILLAT A (1976)

Lésions des ligaments du genou: Laxités anciennes externes posttraumatiques du genou. 7th International Symposium on Topical problems in Orthopaedic Surgery, Lucerne, Januar 1976

71 VALLS J (1939)

Ruptures of the lateral ligaments of the knee joint. Amer J Surg 43:486

72 Vaughan L C (1963)

A study of replacement of the anterior cruciate ligaments in the dog by fascia, skin, and nylon.
Vet Rec 75, 21:537

73 VOLLMAR J (1975)

Rekonstruktive Chirurgie der Arterien.
Thieme, Stuttgart. 2. Aufl.

74 WEIGERT M (1973)

Bandplastiken an den großen Gelenken.
Akt Traumatolog 3:73

75 WIRTH C J (1978)

Der Kreuzbandersatz des Kniegelenkes.
Thieme, Stuttgart.

76 WOLTER D, CLAES L, BURRI C, NEUGEBAUER R (1979)
Untersuchungen zur intraossären Verankerung des alloplastischen Bandersatzes mit Kohlenstoffasern beim Schaf.
In: JUNGHANNS H (Hrsg) (1979) Chirurgisches Forum 1979 für experimentelle und klinische Forschung.
Springer, Berlin, Heidelberg, New York. 221.

Herrn Professor Dr. Schulitz möchten wir an dieser Stelle für die Überlassung des Themas und für seine Unterstützung und Beratung bei der Durchführung dieser Arbeit danken.

Ebenso gilt unser Dank Herrn Dr. G. Feldkamp , Herrn Dipl.-Ing. A. Sandt und Herrn Dr. W. Lanz für die von ihnen gegebene Unterstützung dieser Arbeit.

Lebenslauf

| | |
|---|---|
| 1954 | als einziges Kind des Kaufmannes Heinz Schwarz und seiner Ehefrau Margot, geb. Schmitz am 1o. April in Düsseldorf geboren |
| 196o | Aufnahme in die katholische Volksschule St. Franziskus in Düsseldorf |
| 1965 | Eintritt in das Rethel-Gymnasium in Düsseldorf |
| 1973 | Abitur und anschließender 15-monatiger Wehrdienst beim Sanitätsbataillon 6 in Itzehoe und Glückstadt |
| 1974 | als Praktikant im Gesundheitsamt der Stadt Düsseldorf |
| 1975 | Beginn des Studiums der Biologie (Diplom) an der Universität Hamburg |
| 1976 | Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf im Sommersemester |
| 1978 | Ärztliche Vorprüfung |
| 1979 | Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung |
| 1981 | Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung und Praktisches Jahr in den Kliniken St. Antonius in Wuppertal (Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Düsseldorf) |
| 1982 | Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung und Erteilung der Approbation als Arzt<br>seit dem 1.7.1982 Assistenzarzt in der I. Chirurgie der Kliniken St. Antonius in Wuppertal |

Düsseldorf, im April 1983

Bernd-Ulrich Schwarz

Lebenslauf

Am 17.o2.1955 wurde ich als erste von 3 Töchtern des Zahnarztes Dr. Karl Preuschoff und seiner Frau Ilse, geb. Daum,in Rheinhausen geboren. Dort besuchte ich von 1961 bis 1965 die kath. Volksschule "Im Kirling" und von 1965 bis 1973 das Städtisch Neusprachliche Gymnasium. Im August 1973 begann ich nach bestandenem Abitur mit einer Ausbildung zum Bankkaufmann bei der Deutschen Bank in Krefeld und legte im Juli 1975 die Kaufmannsgehilfenprüfung an der Industrie- und Handelskammer zu Krefeld ab. Zum Sommersemester 1976 nahm ich an der Universität Düsseldorf das Studium der Medizin auf, das ich im Mai 1982 mit der Ärztlichen Prüfung abschloß. Seit Juli 1982 bin ich als Assistenzärztin der Inneren Abteilung im Lukaskrankenhaus Neuss tätig.

Neuss, 18.4.1983

Susanne Preuschoff